



**UNIVERSIDAD DE SANTIAGO DE COMPOSTELA**

**FACULTAD DE VETERINARIA**

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS CLÍNICAS VETERINARIAS**

**ESTUDIO EXPERIMENTAL EN EL CERDO DEL USO  
DE IMPLANTES DENTALES ANTE SITUACIONES DE  
CARGA INMEDIATA**

Memoria que, para optar al Grado de  
Doctor en Veterinaria, presenta el  
Licenciado en Veterinaria **D. Mariano  
López García**

**Mariano López García**  
**Lugo, Noviembre de 2006**







DEPARTAMENTO DE CIENCIAS  
CLÍNICAS VETERINARIAS

Facultade de Veterinaria  
Campus de Lugo  
E-27002 Lugo (Spain)  
Telf. 982 285 900, ext. 22741  
Correo electrónico: ccvsec@lugo.usc.es

**Dr. D. Fernando Muñoz Guzón**, Profesor Asociado de Ciencias de la Salud, y  
**Dr. D. Antonio González Cantalapiedra**, Profesor Titular del Departamento de  
Ciencias Clínicas Veterinarias de la Facultad de Veterinaria de la Universidad  
de Santiago de Compostela.

**INFORMAN:**

Que el trabajo de investigación titulado “**Estudio experimental en el cerdo del uso de implantes dentales ante situaciones de carga inmediata**”, presentado por el Lcdo. D. Mariano López García para optar al Grado de Doctor en Veterinaria, ha sido realizado bajo nuestra dirección en la Unidad de Cirugía y Patología Quirúrgica del Departamento de Ciencias Clínicas Veterinarias de la Universidad de Santiago de Compostela. Revisado el presente estudio, quedamos conformes con su presentación para ser juzgado.

A los efectos oportunos firmamos el presente informe  
En Lugo, Noviembre de 2006

Fdo. Fernando Muñoz Guzón

Fdo. Antonio González Cantalapiedra



*a José Luis*



*a mis padres, Manuel y María Luz  
y mi hermano Alberto*



“...Pero dame acá la mano y aténtame con el dedo, y mira bien cuantos dientes y muelas me faltan deste lado derecho de la quijada alta; que allí siento el dolor. Metió Sancho los dedos, y estándole tentando le dijo: ¿Cuántas muelas solía vuestra merced tener en esta parte? Cuatro, respondió Don Quijote, fuera de la cordal, todas enteras y muy sanas. Mine vuestra merced bien lo que dice, señor, respondió Sancho. Digo cuatro, si no eran cinco, respondió Don Quijote, porque en toda mi vida me han sacado diente ni muela de la boca, ni se me han caído ni comido de negujón ni de reuma alguna. Pues en esta parte de abajo, dijo Sancho no tiene vuestra merced más que dos muelas y media; y en la de arriba, ni media, ni ninguna, que toda está rasa como la palma de la mano. ¡Sin ventura yo! dijo Don Quijote, oyendo las tristes nuevas que su escudero le daba, que más quisiera que me hubieran derribado un brazo, como no fuera el de la espada; por que te hago saber Sancho, **que la boca sin muelas es como molina sin piedra, y en mucha más se ha de estimar un diente que un diamante ;...**”

Extracto del Capítulo XVIII de la Primera Parte de “El ingenioso hidalgo Don Quijote de la Mancha” de Miguel de Cervantes Saavedra.





# AGRADECIMIENTOS

### **- AGRADECIMIENTOS -**

Cuando el doctorando emprende la singladura con destino al buen puerto, que no definitivo, del grado de Doctor, se enfrenta a la gran inmensidad que representa ese mar de trabajo, tan cambiante, que unas veces se halla en calma chicha, sin viento que nos empuje hacia el destino, y otras, con tempestades que provocan zozobra y temor, deseando en ambas situaciones abandonar la nave o desviar la ruta. A pesar de esto, la vista se mantiene en el horizonte, con rumbo fijo, y con buen manejo del timón, haciendo escalas en pequeñas calas, necesarias para continuar navegando. Para llegar a puerto, se hace imprescindible la colaboración de múltiples personas e instituciones que ayuden a manejar la nave, que apoyen, enseñen y aporten experiencia al marinero inexperto que es el doctorando, de ahí se hace necesario que se agradezca la aportación de cada uno.

Cerca como estamos del destino, es hora de repasar las anotaciones del diario de bitácora con el fin de redactar los agradecimientos, momento en el que cada uno se acuerda de todos los problemas que se dejaron atrás y de las vivencias hermosas que nos acompañarán por el resto del viaje. Ahí van mis agradecimientos:

- Prof. Dr. D. José Luis Pereira Espinel, tutor desde mis inicios en la carrera científica, por enseñarme grandes lecciones sobre la Veterinaria, la Ciencia y la Vida, siendo estas últimas las más importantes que recibí, considerándolo personalmente como a un padre.

### **- AGRADECIMIENTOS -**

Lamentablemente ya no se encuentra entre nosotros, pero siempre estará presente en nuestras vidas.

- Prof. Dr. D. Fernando Muñoz Guzón, codirector de esta tesis, por su sacrificado trabajo diario en el laboratorio y a pie de los animales, que resultó fundamental para la realización de la investigación, estando siempre dispuesto a resolverme cualquier duda con gran amabilidad.
- Prof. Dr. D. Antonio González Cantalapiedra, codirector de esta tesis, que trabajó intensamente en el proyecto, manejando anestésicamente a todos los animales, ayudándome en la elaboración de esta memoria y en la ampliación de mis conocimientos en Veterinaria.
- Lcdos. D. Oscar Varela López, y D. Juan Carlos Álvarez Vázquez, esperando que ellos aprendiesen tanto de implantología como yo de electrorretinografía, así como la Dr. Dña. Natalia Miño Fariña y Lcda. Dña. Eva Castiñeiras Pérez, por realizar juntos las labores diarias, tanto clínicas, como docentes e investigadoras, así como por compartir vivencias. Todos formamos parte de una regata no competitiva y amistosa cara el doctorado.
- Profa. Dra. Dña. Ana Maria López Beceiro, aún sin ser tutora, también guió mis pasos desde los inicios de mi carrera científica.
- Lcdo. D. Lucas Rigueira Rey, por traspasarme el trabajo.
- Drs. Thams, San Roman, Padrós, Manzanares, Pedemonte y Arano, por aportar su experiencia en la colocación quirúrgica de los implantes.
- Rocío y resto de técnicas de laboratorio, por el procesado de muestras.
- Al resto de compañeros del equipo de Servicio de Atención Continuada del Hospital Clínico Veterinario Rof Codina (Dr. D. Luciano Espino, Dra. Dña. Mónica López, Lcda. Dña. Mónica Vila, Lcda. Dña. Isabel Rodríguez).
- A todos los residentes y alumnos del master que pasaron compartiendo trabajo y buenos momentos en el Servicio de Cirugía y Anestesiología del HCVRC (Marta, Aida, Esther, Yolanda, Gemma, Nuria, Felipe, Lorena, Teresa, Patricia, Maria, ...)

### **- AGRADECIMIENTOS -**

- Al resto de Facultativos Doctores (Blanca, Germán, Maruska, Ana, Luís Eusebio, Andrés, Merchi y Cris) Residentes Licenciados (Susó, Eva, Marcos, Oscar, Santi, Dani, Silvia, Paula, Ana, David, Juancas, Alicia, Arkaitz, Luz, Juan, Germancito, Noelia, Edu, Javi...), alumnos del master (Ruth, Nelly, Jose Manuel, Andrea, Inés, Mónica...) y alumnos internos del HCVRC, con los que compartí trabajo a lo largo de distintos periodos.
- Al personal del servicio de limpieza, mantenimiento, administración y cuidadores del HCVRC, sin cuyo trabajo todo sería un caos.
- A la Fundación Rof Codina, en la persona del Director Gerente Luís Felipe de la Cruz Palomino, por facilitarnos la infraestructura necesaria para la realización de la investigación.
- Al Departamento de Ciencias Clínicas Veterinarias, Facultad de Veterinaria de Lugo y Universidad de Santiago de Compostela por acogerme en sus dependencias y proporcionarnos los medios necesarios para la elaboración de la tesis.
- A la Empresa Klockner SA, por cedernos todo el material necesario para la colocación de los implantes.
- A la Dirección General de Investigación y Desarrollo, perteneciente a la Consejería de Innovación e Industria de la Xunta de Galicia, por proporcionarme apoyo económico en forma de becas de colaboración, de tercer ciclo y predoctoral durante casi seis años.
- A todos aquellos que no se sientan anteriormente aludidos y que colaboraron directa o indirectamente para que pueda llegar al puerto del doctorado.





# LISTADO DE ABREVIATURAS, SIGLAS, FÓRMULAS QUÍMICAS Y UNIDADES MÉTRICAS

<b>AAOMS</b>	Siglas en inglés de la Asociación Americana de Cirujanos Orales y Maxilofaciales (American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons)
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Fórmula química del óxido de aluminio o alúmina
<b>BMP</b>	Siglas en inglés de la proteína ósea morfogenética (Bone Morphogenetic Protein)
<b>Ca<sup>2+</sup></b>	Fórmula química del ión calcio
<b>CaO</b>	Fórmula química del óxido de calcio
<b>d.C.</b>	Después de Cristo
<b>Etc</b>	Etcétera
<b>H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub></b>	Fórmula química del ácido sulfúrico
<b>HCl</b>	Fórmula química del ácido clorhídrico
<b>HF</b>	Fórmula química del ácido fluorhídrico
<b>HNO<sub>3</sub></b>	Fórmula química del ácido nítrico



**- ABREVIATURAS -**

<b>IMZ</b>	Siglas de implante cilíndrico intramóvil
<b>ISO</b>	Siglas de la Organización Internacional de Normalización (International Organization for Standardization )
<b>ITI</b>	Siglas en ingles del Equipo Internacional para la Implantología (Internacional Team for Implantology)
<b>Kg</b>	Kilogramo
<b>M</b>	Molar
<b>mbar</b>	Milibares
<b>mg</b>	Miligramo
<b>mm</b>	Milímetro
<b>MT</b>	Microstrains
<b>N</b>	Newtons
<b>Na<sup>+</sup></b>	Fórmula química del ión sodio
<b>NaOH</b>	Fórmula química del hidróxido sódico
<b>nm</b>	Nanómetro
<b>OH<sup>-</sup></b>	Fórmula química del ión hidroxilo
<b>P<sup>+2</sup></b>	Fórmula química del ión fósforo
<b>PCO</b>	Porcentaje de Contacto Óseo
<b>POB</b>	Peróxido de benzoilo
<b>R<sub>a</sub></b>	Rugosidad media
<b>rpm</b>	Revoluciones por minuto
<b>RX</b>	Rayos equis
<b>SiO<sub>2</sub></b>	Fórmula química del dióxido de silicio (sílice)
<b>TGF</b>	Siglas en inglés de factor de crecimiento transformador (Transforming Growth Factor)
<b>TiO<sub>2</sub></b>	Fórmula química del dióxido de titanio
<b>TPS</b>	Siglas en inglés de superficie rociada con plasma de titanio (Titanium Plasma Sputtering)
<b>μm</b>	Micrómetro

**- ABREVIATURAS -**

# ÍNDICE

## *ÍNDICE DE CONTENIDO*

AGRADECIMIENTOS.....	10
LISTADO DE ABREVIATURAS, SIGLAS, FÓRMULAS QUÍMICAS Y UNIDADES MÉTRICAS.....	18
ÍNDICE .....	22
ÍNDICE DE CONTENIDO .....	23
ÍNDICE DE IMÁGENES.....	27
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES .....	28
ÍNDICE DE TABLAS .....	29
ÍNDICE DE GRÁFICAS .....	30
1-INTRODUCCIÓN.....	32
2-OBJETIVOS .....	38
3-REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA .....	42
3.1. HISTORIA DE LOS IMPLANTES DENTALES .....	43
3.2. ESPECIE EN ESTUDIO .....	45
3.3. ANATOMÍA DEL PERIODONTO .....	48
3.3.1 Hueso alveolar .....	49
3.3.1.1. Componente celular .....	50

## - ÍNDICE -

3.3.1.2. Matriz ósea .....	51
3.3.1.3. Organización estructural .....	52
3.3.1.4. Formación, mantenimiento y regeneración del hueso alveolar.....	53
3.3.1.5. Osteoinducción y osteoconducción.....	55
3.3.2. La encía .....	55
3.3.2.1. Aspectos macroscópicos .....	55
3.3.2.2. Aspectos microscópicos .....	55
3.3.3. Ligamento periodontal .....	57
3.3.4. Cemento radicular .....	57
3.3.5. Irrigación sanguínea de periodonto .....	58
3.3.6. Inervación del periodonto .....	58
3.4. BIOMATERIALES .....	59
3.4.1. Biocompatibilidad .....	59
3.4.2. Bioestabilidad, bioactividad y seguridad biológica .....	60
3.4.3. Biomateriales y tejido óseo .....	61
3.4.4. Función mecánica .....	62
3.4.5. Superficie de los biomateriales .....	62
3.4.6. Clasificación de los biomateriales.....	63
3.5. TITANIO .....	63
3.5.1. Propiedades químicas.....	64
3.5.2. El titanio como biomaterial.....	64
3.5.2.1. Corrosión superficial.....	65
3.5.2.2. Interacción con proteínas y células .....	66
3.5.2.3. Modificación superficial .....	66
3.5.2.4. Cicatrización en el hueso .....	67
3.5.2.5. Niveles corporales de titanio en individuos implantados.....	67
3.5.2.6. El papel del titanio en dispositivos médicos .....	68
3.6. OBJETIVOS E INDICACIONES DEL USO DE IMPLANTES DENTALES .....	69
3.6.1. Objetivos terapéuticos de los implantes dentales.....	69
3.6.2. Indicaciones terapéuticas de los implantes dentales .....	70
3.7. EVALUACIÓN E IDENTIFICACIÓN DE LOS FACTORES DE RIESGO Y CONTRAINDICACIONES.....	70
3.7.1. Factores de riesgo generales .....	71
3.7.2. Factores de riesgo biomecánicos.....	73
3.7.3. Valoración del lecho óseo .....	74
3.7.4. Contraindicaciones.....	75
3.8. TIPOS DE IMPLANTES DENTALES .....	75
3.8.1. Implante subperióstico .....	75
3.8.2. Implante transóseo mandibular fijo.....	76
3.8.3. Implante endoóseo .....	76
3.8.3.1. Implante endoóseo tipo hoja o lámina .....	76
3.8.3.2. Implante endoóseo de rama.....	77
3.8.3.3. Implante endoóseo cigomático.....	77
3.8.3.4. Implante endoóseo con forma de raíz .....	77
3.9. TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE EN LOS IMPLANTES DE TITANIO .....	79

## - ÍNDICE -

3.9.1. Métodos físico-mecánicos .....	81
3.9.2. Métodos químicos .....	82
3.9.3. Métodos electroquímicos.....	84
3.9.4. Métodos de vacío.....	84
3.9.5. Métodos fotolitográficos .....	85
3.9.6. Recubrimientos del implante.....	85
3.9.7. Esterilización de los implantes .....	86
3.10. COLOCACIÓN QUIRÚRGICA DE LOS IMPLANTES DENTALES.....	87
3.10.1. Factores con influencia en la inserción.....	88
3.10.1.1. Volumen y calidad ósea.....	88
3.10.1.2. Instrumental quirúrgico .....	89
3.10.1.3. Cirujano .....	89
3.10.2. Técnicas quirúrgicas .....	89
3.11. PROTOCOLOS DE CARGA PARA IMPLANTES DENTALES ENDOÓSEOS .....	91
3.11.1. Definición de términos .....	92
3.11.2. Protocolo de Brånemark .....	93
3.11.3. Protocolos de carga prematura .....	93
3.11.3.1. Factores de influencia sobre la carga inmediata.....	95
3.11.4. Contraste entre protocolos Brånemark y de carga prematura.....	96
3.11.5. Revisión de protocolos de carga temprana e inmediata .....	98
3.12. COMPLICACIONES DE IMPLANTES ORALES .....	100
3.12.1. Causas de las complicaciones.....	101
3.12.2. Características del implante con complicaciones .....	103
3.12.3. Diagnostico de las complicaciones.....	105
3.12.4. Principales complicaciones.....	106
3.13. TÉCNICAS DE ANÁLISIS ÓSEO EN IMPLANTOLOGÍA .....	107
3.13.1. Análisis histológico .....	108
3.13.2. Análisis histomorfométrico .....	109
3.13.2.1. Procesado histológico .....	110
3.13.3. Otros análisis .....	110
3.14. INTEGRACIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES .....	111
3.14.1. Unión a tejidos blandos .....	111
3.14.2. Tipos de uniones implante-hueso .....	114
3.14.3. Osteointegración .....	115
3.14.3.1. Definición y evolución histórica.....	116
3.14.3.2. Prerrequisitos para la osteointegración.....	118
3.14.3.3. Proceso de osteointegración .....	119
3.14.3.4. Efectos de la superficie del implante sobre la osteointegración .....	123
3.14.3.4.1. Efectos de las modificaciones del titanio .....	125
3.14.3.4.2. Efectos de la rugosidad superficial.....	128
3.14.3.5. Osteointegración según el protocolo de carga .....	133
3.14.3.6. Osteointegración según localización del implante .....	138
4- MATERIAL Y MÉTODOS .....	140
4.1. FASE DE ESTUDIO DE IMPLANTES NO SOMETIDOS A CARGA.....	142
4.1.1. Materiales a estudio .....	142

## - ÍNDICE -

4.1.1.1. Implantes .....	142
4.1.1.2. Animales .....	144
4.1.2. Métodos.....	145
4.1.2.1. Exodoncia.....	145
4.1.2.2. Colocación de los implantes .....	146
4.1.2.3. Codificación de los implantes .....	148
4.1.2.4. Sacrificio de los animales .....	148
4.1.2.5. Preparación histológica de las muestras.....	149
4.1.2.6. Análisis histomorfométrico de la muestra .....	152
4.1.2.7. Análisis histológico de la muestra .....	152
4.1.2.8. Análisis estadístico.....	153
4.2. FASE DE ESTUDIO DE IMPLANTES SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA .....	153
4.2.1. Materiales.....	153
4.2.1.1. Implantes .....	153
4.2.1.2. Animales .....	154
4.2.2. Métodos.....	154
4.2.2.1. Exodoncia e implantación.....	154
4.2.2.2. Recuperación y preparación histológica de las muestras.....	156
4.2.2.3. Análisis histológico, histomorfométrico y estadístico de las muestras.....	156
5-HIPÓTESIS.....	158
5.1. IMPLANTES NO SOMETIDOS A CARGA.....	159
5.2. IMPLANTES SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA.....	160
6-RESULTADOS.....	162
6.1. IMPLANTES NO SOMETIDOS A CARGA.....	163
6.1.1. Fracazos.....	163
6.1.2. Porcentaje de contacto óseo .....	165
6.1.3. Análisis histológico:.....	172
6.1.3.1. Bioactividad y osteoconducción .....	179
6.2. IMPLANTES SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA.....	181
6.2.1. Fracazos.....	181
6.2.2. Porcentaje de contacto óseo .....	182
6.2.3. Análisis histológico.....	187
7-DISCUSIÓN .....	190
7.1. FRACASOS.....	192
7.2. HISTOMORFOMETRÍA .....	196
7.2.1. Implantes no sometidos a carga .....	197
7.2.2. Implantes sometidos a carga inmediata .....	203
7.3. HISTOLOGÍA .....	206
7.3.1. Implantes no sometidos a carga .....	206
7.3.2. Implantes sometidos a carga inmediata .....	209
8-CONCLUSIONES.....	211
9-BIBLIOGRAFÍA .....	215
10-RESÚMENES .....	241
10.1. RESUMEN.....	243
10.2. SUMMARY .....	245

**- ÍNDICE -**

**ÍNDICE DE IMÁGENES**

<b>Imagen 1: implante oral original del equipo de Brånemark.<sup>103</sup> .....</b>	<b>45</b>
<b>Imagen 2: fotografía del tipo de implante usado, en este caso se corresponde con la superficie <i>Contact Ti</i>. .....</b>	<b>143</b>
<b>Imagen 3: cerdo miniatura en quirófano sometido a inducción con isoflurano por medio de mascarilla. ....</b>	<b>145</b>
<b>Imagen 4: implante con superficie <i>Contact Ti</i> a las 2 semanas, colocado en la posición 5 de la mandíbula derecha, en la fase libre de carga. ....</b>	<b>180</b>
<b>Imagen 5: implante con superficie <i>Contact Ti</i> a las 4 semanas, colocado en la posición 1 del maxilar derecho, en la fase libre de carga. ....</b>	<b>180</b>
<b>Imagen 6: implante con superficie <i>Contact Ti</i> a las 6 semanas, colocado en la posición 2 del maxilar derecho en la fase libre de carga. ....</b>	<b>180</b>



**- ÍNDICE -**

<b>Imagen 7: implante <i>Mecanizado</i> a las 4 semanas (izquierda) y <i>Normal</i> a las 6 semanas (derecha), en la fase libre de carga, sobre los cuales se observan puntos de osteoconducción (flechas rojas).....</b>	<b>181</b>
---	------------

**ÍNDICE DE ILUSTRACIONES**

<b>Ilustración 1: fórmula dentaria del cerdo.<sup>62</sup> .....</b>	<b>46</b>
<b>Ilustración 2: dentición del cerdo.<sup>104</sup> .....</b>	<b>47</b>
<b>Ilustración 3: esquema representativo de la calidad ósea.<sup>136</sup> .....</b>	<b>75</b>
<b>Ilustración 4: representación esquemática de un implante tipo Brånemark de titanio, insertado con sus dispositivos de transferencia y supraestructura cerámica.<sup>68</sup> .....</b>	<b>77</b>
<b>Ilustración 5: esquema de los componentes protésicos de titanio comercialmente puro de un implante oral endoóseo.....</b>	<b>79</b>
<b>Ilustración 6: representación esquemática de la colocación de un implante sumergido. 88</b>	
<b>Ilustración 7: representación de las distintas fases en el tratamiento con implantes dentales, equivalentes a las posibilidades de colocación y carga del implante tras la primera cirugía.<sup>11</sup> .....</b>	<b>91</b>
<b>Ilustración 8: factores de superficie que afectan a la integración del implante.<sup>29</sup> .....</b>	<b>124</b>
<b>Ilustración 9: representación esquemática de la formación de apatita sobre implantes de titanio tratados con NaOH y altas temperaturas.<sup>119</sup> .....</b>	<b>126</b>
<b>Ilustración 10: esquema que representa la respuesta ósea según la magnitud de la carga.<sup>192</sup> .....</b>	<b>134</b>
<b>Ilustración 11: proceso de colocación de los implantes: .....</b>	<b>147</b>
<b>Ilustración 12: pasos para la colocación de la supraestructura con el fin de someter al implante a carga inmediata:.....</b>	<b>155</b>
<b>Ilustración 13: evolución histológica en el tiempo de los implantes con tipo de superficie <i>Normal</i> en la fase libre de carga.....</b>	<b>174</b>
<b>Ilustración 14: evolución histológica en el tiempo de los implantes con tipo de superficie <i>Mecanizada</i> en la fase libre de carga. ....</b>	<b>175</b>
<b>Ilustración 15: evolución histológica en el tiempo de los implantes con superficie <i>Arenada Total</i> en la fase libre de carga. ....</b>	<b>176</b>

## **- ÍNDICE -**

<b>Ilustración 16: evolución histológica en el tiempo de los implantes con tipo de superficie <i>FH</i> en la fase libre de carga. ....</b>	<b>177</b>
<b>Ilustración 17: evolución histológica en el tiempo de los implantes con tipo de superficie <i>Contact Ti</i> en la fase libre de carga. ....</b>	<b>178</b>
<b>Ilustración 18: comparativa entre la respuesta de crecimiento óseo a las dos superficies usadas en la fase de carga inmediata. ....</b>	<b>188</b>
<b>Ilustración 19: comparativa entre las zonas de mayor resorción y lesión ósea sobre las dos superficies en la fase de carga inmediata.....</b>	<b>188</b>
<b>Ilustración 20: en determinadas zonas de los implantes dentales sometidos a carga inmediata se registró un 100% de contacto óseo. ....</b>	<b>189</b>

## **ÍNDICE DE TABLAS**

<b>Tabla 1: proceso de integración del implante en el hueso (modificado)<sup>29</sup> .....</b>	<b>120</b>
<b>Tabla 2: relación entre el periodo de cicatrización de implantes dentales y fuerza axial aceptable en cada fase sobre el lecho óseo en Newtons.<sup>260</sup> .....</b>	<b>135</b>
<b>Tabla 3: material y equipamiento .....</b>	<b>142</b>
<b>Tabla 4: fracaso según el tiempo en la fase libre de carga.....</b>	<b>164</b>
<b>Tabla 5: fracaso según lado y posición en la fase libre de carga. ....</b>	<b>164</b>
<b>Tabla 6: fracaso según localización y superficie en la fase libre de carga.....</b>	<b>165</b>
<b>Tabla 7: medias de porcentajes de contacto óseo para los distintos parámetros considerados en la fase libre de carga, <math>\pm</math> desviación estándar.....</b>	<b>166</b>
<b>Tabla 8: medias de porcentajes de contacto óseo según si la superficie en la fase libre de carga fue bombardeada con <math>Al_2O_3</math> o no bombardeada, <math>\pm</math> desviación estándar.....</b>	<b>166</b>
<b>Tabla 9: medias de porcentajes de contacto óseo según el tipo de superficie y semanas postimplantación en la fase libre de carga, <math>\pm</math> desviación estándar. ....</b>	<b>170</b>
<b>Tabla 10: fracaso según el tipo de superficie en la fase da carga inmediata.....</b>	<b>182</b>
<b>Tabla 11: fracaso según la localización y lado en la fase de carga inmediata.....</b>	<b>182</b>
<b>Tabla 12: fracaso según la posición en la fase de carga inmediata. ....</b>	<b>182</b>

**- ÍNDICE -**

<b>Tabla 13: medias de porcentajes de contacto óseo para los distintos parámetros considerados en la fase de carga inmediata, <math>\pm</math> desviación estándar. ....</b>	<b>183</b>
--	------------

***ÍNDICE DE GRÁFICAS***

<b>Gráfica 1: porcentaje de contacto óseo según el tiempo de implantación en la fase libre de carga. ....</b>	<b>166</b>
<b>Gráfica 2: porcentaje de contacto óseo según el tipo de superficie del implante en la fase libre de carga. ....</b>	<b>167</b>
<b>Gráfica 3: porcentaje de contacto óseo según si la superficie fue bombardeada con <math>\text{Al}_2\text{O}_3</math> o no, en la fase libre de carga. ....</b>	<b>167</b>
<b>Gráfica 4: porcentaje de contacto óseo según la posición del implante de mesial a distal en la fase libre de carga. ....</b>	<b>168</b>
<b>Gráfica 5: porcentaje de contacto óseo según el lado de colocación del implante en la fase libre de carga. ....</b>	<b>168</b>
<b>Gráfica 6: porcentaje de contacto óseo según la localización del implante en la mandíbula o maxilar en la fase libre de carga.....</b>	<b>169</b>
<b>Gráfica 7: porcentaje de contacto óseo según el tipo de superficie del implante y el tiempo de implantación en la fase libre de carga. ....</b>	<b>171</b>
<b>Gráfica 8: porcentaje de contacto óseo según el tipo de superficie en la fase de carga inmediata.....</b>	<b>184</b>
<b>Gráfica 9: porcentaje de contacto óseo según el lado de implantación en la fase de carga inmediata.....</b>	<b>185</b>
<b>Gráfica 10: porcentaje de contacto óseo según la localización mandibular o maxilar en la fase de carga inmediata. ....</b>	<b>185</b>
<b>Gráfica 11: porcentaje de contacto óseo según la posición del implante de mesial a distal en la fase de carga inmediata. ....</b>	<b>186</b>

**ESTUDIO EXPERIMENTAL EN EL CERDO DEL USO DE IMPLANTES DENTALES ANTE  
SITUACIONES DE CARGA INMEDIATA**



# 1-INTRODUCCIÓN

Existen una serie de situaciones que concuerdan con los principios generales sobre los cuales se fundamentan la selección de materiales para dispositivos médicos<sup>259</sup>, de las cuales se deduce la necesidad de los biomateriales, de distinta naturaleza y características, que se puedan poner en contacto con los tejidos corporales sin perjudicarlos, mientras la ciencia y su aplicación no permitan otras terapias:

- A veces un órgano o tejido sufre alguna enfermedad u otras situaciones que provocan dolor, degeneración estructural o defectos de función, y cuando sólo se pueden resolver estos problemas mediante su sustitución o aumento, el tratamiento consistirá en la retirada del tejido defectuoso, de no haberse perdido con anterioridad, y la colocación de algún componente adicional que proporcione un grado de función lo más similar posible al original, y que la realice de forma permanente, o durante el mayor tiempo posible, además de ser predecible y estable. Aquí lo fundamental es la reinstauración de la función, no tanto conseguir un componente protético similar al tejido reemplazado.

## **- INTRODUCCIÓN -**

- Otras, cuando el funcionamiento de algún órgano o tejido resulta anómalo, su tratamiento puede consistir en la implantación de dispositivos que ayuden al correcto desarrollo de su función. En estos dispositivos se distinguen varias partes, de las que sólo el continente entra en contacto directo con el cuerpo.
- Del mismo modo, ante ciertas situaciones en las que se requiere un control sobre procesos de regeneración tisular se emplean dispositivos que promueven o inhiben el crecimiento o proliferación.
- Por último, cuando existen tejidos traumatizados o deformados, en algunas ocasiones es preciso el uso de elementos que les proporcionen un apoyo temporal.

Orientándonos hacia el primer punto citado, la especie humana ha padecido problemas dentales desde sus orígenes, ante los cuales ha ido buscando diferentes soluciones. Es así como culturas alejadas, y sin ninguna relación entre sí, trataron de buscar alternativas de tratamiento al edentulismo, lo que demuestra la importancia que el hombre ha concedido desde los primeros tiempos a esta mutilación. La pérdida de piezas dentarias da lugar a una alteración en variadas funciones, que será más importante según disminuye el número de piezas, tales como la capacidad de aprehensión y masticación de alimentos, disminución de masa ósea en mandíbula y maxilar, taras estéticas (algo a lo cada vez se le da mayor importancia en los animales de compañía y de gran relevancia en odontología humana) y problemas de vocalización del lenguaje en las personas. Estos problemas tratan de resolverse con dentaduras postizas convencionales, que son útiles en un gran número de ocasiones a la vez que económicas, pero que dan problemas como la movilidad de la dentadura al comer o hablar, requieren anclarse a otros dientes con el riesgo de lesionarlos, no permiten conservar la diastema y precisan de ajustes continuos del puente según se va remodelando o reabsorbiendo la base ósea. Otra posible terapia es con implantes o fijaciones dentales, ésta mejora la capacidad masticatoria en pacientes desdentados total o parcialmente, con todas sus implicaciones para su estado de salud, sin la necesidad de alterar o lesionar otros dientes con las dentaduras postizas y conservando la estética.<sup>68</sup>

La aplicación científica de los implantes dentales comenzó en la década de los sesenta del siglo pasado, cuando el Profesor Brånemark desarrolló el concepto de osteointegración que dio lugar al uso satisfactorio de implantes dentales y su funcionamiento durante un largo plazo. Este concepto entró en contradicción con el anteriormente aceptado de fibrointegración, que se suponía debían experimentar las fijaciones para imitar al ligamento periodontal y que se abandonó casi en su totalidad.

Los implantes dentales han de estar fabricados con materiales biocompatibles, diseñados de forma que permitan una correcta sustitución de las piezas dentarias perdidas. Si bien, los biomateriales



## **- INTRODUCCIÓN -**

usados actualmente son más bien resultado del ensayo error, que de diseños específicos, al no comprender los principios que rigen la interacción de los tejidos vivos con el implante, pero cada vez más son resultado de un diseño racional<sup>34</sup>. A pesar de no conocer bien la respuesta tisular al implante, el objetivo clínico se halla muy claro y este es el conseguir una rápida y efectiva osteointegración.<sup>29</sup>

Tal vez el mayor avance en implantología oral, y por extensión en otros implantes ortopédicos, fue el uso del titanio. Este es un metal con propiedades no reactivas, que son ideales en la industria aeroespacial, viéndose de igual forma idóneas para su uso en el cuerpo. A diferencia del acero, el titanio forma una capa de óxido que previene la liberación de iones desde el núcleo del implante, siendo este óxido además biocompatible y con mínima respuesta inmune, considerándose en un principio biológicamente inerte, pero en la actualidad se sabe que no lo es, pero sí que es excepcionalmente bien tolerado por el cuerpo. Puede ser sometido a una gran variedad de modificaciones superficiales, tanto químicas como físicas, las cuales influyen en la respuesta del tejido hospedador. Por lo tanto se considera el material de elección para los implantes dentales así como para stents cardiovasculares, para un gran número de situaciones ortopédicas como fusión espinal, osteosíntesis o artroplastias, o para la colocación dispositivos transcutáneos. Más concretamente referido a su uso en implantes dentales, con gran variedad de modelos y modificaciones superficiales existentes, se consiguen tratamientos predecibles y con porcentajes de éxito del 86 al 99% después de 15 años. Este éxito de los implantes en el hueso requiere biocompatibilidad y estabilidad mecánica que permita la formación y el mantenimiento de tejido óseo a su alrededor, es decir, su osteointegración.<sup>29</sup>

76, 129

En la actualidad los implantes dentales son, de forma usual, aplicados por medio de un proceso quirúrgico de dos fases o estadios, en el cual la fijación es implantada en el lecho óseo y se permite su cicatrización y osteointegración sin carga hasta por lo menos seis meses, no obstante cada vez existe más interés en encontrar vías que permitan el asentamiento de los implantes y su puesta en función en una sola fase quirúrgica con carga inmediata o temprana, como por ejemplo el uso de superficies bioactivas, variaciones del diseño, rugosidades adecuadas o aplicación de factores de crecimiento óseo.<sup>29</sup>

A pesar de la importancia de la osteointegración, la prueba precisa y fiable de su funcionamiento la proporciona el resultado clínico. La extrapolación de los hallazgos en los modelos experimentales, incluido los estudios en animales a la situación clínica, es obviamente difícil. La cuestión de las variaciones entre el hombre y las diferentes especies animales, y la localización del implante, así como el estado del tejido hospedador, pocas veces se consideran racionalmente. No obstante, es de gran importancia desarrollar y seleccionar modelos experimentales adecuados a todos

## **- INTRODUCCIÓN -**

los niveles, desde estudios *in vitro*, pasando por estudios en animales como el cerdo, hasta seguimientos clínicos a largo plazo aceptables.<sup>129, 171</sup>

Factores como el uso de materiales y superficies que se integran en el hueso creando una relación rígida entre el implante y el tejido óseo, el perfeccionamiento de las técnicas de colocación de modo aséptico que causan un mínimo trauma a los tejidos hospedadores y que ajustan perfectamente la fijación haciendo que sea estable, y múltiples investigaciones en distintos campos, hacen que los implantes mejoren cada vez más en función y aceptación.<sup>43</sup>



## 2-OBJETIVOS

→ Estudio experimental en el cerdo de la respuesta orgánica a un nuevo tipo de superficie en implantes biomédicos.

- Comprobar si estas superficies producen una mayor osteointegración de los implantes mediante valoración histológica y morfométrica.
- Valorar la eficacia del tratamiento de superficie para su posterior utilización.
- Evaluación de su comportamiento tras la carga inmediata.

**ESTUDIO EXPERIMENTAL EN EL CERDO DEL USO DE IMPLANTES DENTALES ANTE  
SITUACIONES DE CARGA INMEDIATA**

## 3-REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA



### **3.1. HISTORIA DE LOS IMPLANTES DENTALES**

La sustitución de dientes perdidos mediante sistemas de anclaje al hueso no es un concepto nuevo. Hallazgos arqueológicos han demostrado que culturas totalmente distantes, tanto en tiempo como en espacio, entre ellos los fenicios, etruscos, egipcios, romanos y pueblos de la América precolombina, practicaron el uso de prótesis dentales de diversas maneras y dejaron pruebas de este proceder, encontrándose vestigios de proto-odontología en el neolítico de hace 9.000 años, poniéndose al descubierto que el cuidado de la salud bucal fue una preocupación constante dentro de los pueblos primitivos.<sup>51</sup>

La primera “evidencia arqueológica de osteointegración” se dató en el siglo I o II d.C., al encontrarse en una calavera, procedente de un enterramiento Galo-Romano, un implante dental de hierro ajustado perfectamente al alveolo, el cual estaría colocado y funcional por lo menos durante un año, y de esta forma, y según los autores, sería viable que acaeciese la osteointegración del primitivo implante mediante el uso de tecnología básica.<sup>52</sup>

Hace unos mil años, Albucassim, un habitante de la Península Ibérica, recomendaba la sustitución mediante técnicas de transplante.<sup>143</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- HISTORIA -**

En el siglo XVIII las piezas dentarias perdidas eran, a veces, sustituidas por dientes extraídos de “donantes” humanos. El proceso de implantación era probablemente rudimentario y las tasas de éxito realmente bajas, debidas a la fuerte reacción inmune del individuo receptor.

En 1809, Maggiolo fabricó un “implante” de oro, que se colocaba en el alveolo dental después de la extracción, al que acoplaba un diente tras un periodo de cicatrización. En 1887, un médico llamado Harris intentó el mismo procedimiento con una barra de platino, en lugar de oro. En 1886, Edmundo fue el primero en implantar un disco de platino en la mandíbula, al cual se fijó una corona de porcelana. Después de estos pasos iniciales, se idearon otros sistemas de implantación siguiendo las mismas líneas, experimentando con diferentes aleaciones metálicas y formulaciones de porcelana, sin embargo, en general, el éxito a largo plazo era muy escaso.

Strock colocó los primeros implantes dentales con algo de éxito en 1937 en la Universidad de Harvard. Este publicó un artículo basado en los efectos biológicos de la aleación cobalto-cromo-molibdeno, llamada vitalium, en el hueso, para lo que colocó implantes de este material en animales de experimentación, así como en personas. Estos implantes se insertaban inmediatamente tras la extracción de la pieza dentaria, sin que se registrasen complicaciones postoperatorias o reacciones adversas. Las secciones histológicas, obtenidas de animales, mostraban una remarcable tolerancia a los implantes de esta aleación. Algunos de los tipos de implantes usados hoy en día aun se basan en el vitalium.

Desde la mitad de los años treinta del pasado siglo hasta el presente, se desarrollaron ciertos conceptos de la implantología, que dieron lugar a la gran variedad de modelos de implantes dentales. El implante subperiostal se usó con éxito durante treinta años, implantándolo por vez primera Gustav Dahl en 1948. El implante endoóseo en hoja, introducido independientemente en 1967 por Leonard Linkow, y Ralph y Harold Roberts, también demostraba ser una manera viable en la reconstrucción.

El salto espectacular en Implantología Oral se logró en 1952 en el Laboratorio de Microscopia Vital de Lund, Suecia, por el equipo encabezado por Per Ingvar Brånemark, un cirujano ortopedista. Uno de sus proyectos de investigación era estudiar en el hueso los eventos microscópicos de su cicatrización. El equipo del doctor Brånemark diseñó una cámara ósea óptica alojada en un cilindro de titanio enroscado en el fémur de conejos. Después de varios meses, una vez que se completó el experimento, se dieron cuenta de que el titanio del cilindro se hallaba fusionado al hueso, siendo imposible sacarlo sin romper el hueso. Ellos denominaron a este fenómeno como oseointegración. Basándose en esta observación, orientaron su investigación más hacia el uso de sistemas de titanio en el hueso humano, incluyendo el uso de tornillos de titanio como anclajes óseos para dientes perdidos (imagen 1). Muchos experimentos y ensayos realizados por él mismo, y colegas de otras disciplinas e

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- HISTORIA -**

instituciones, se encaminaron en la dirección de aportar experiencia en física, química, biomecánica, medicina y fisiología. El concepto de oseointegración evolucionó conjuntamente con el diseño de un cilindro roscado de titanio con tratamientos de superficie específicos para aumentar su bioaceptación.

Se desarrollaron muchos estudios en animales y, posteriormente, ensayos clínicos en personas para probar las tasas de éxito, el concepto, así como el diseño del implante. Brånemark luchó durante bastantes años contra las dudas y reticencias de la comunidad científica por medio de ensayos clínicos.



De hecho, no es hasta 1981 cuando su equipo dispone de los suficientes datos para publicar un artículo de referencia para una comunidad científica intrigada.

En 1982, la Conferencia de Toronto de Oseointegración en Odontología Clínica establece los primeros parámetros con los cuales se consideraba un tratamiento con implantes satisfactorio, dentro de los límites rigurosos de la comunidad científica. Esta conferencia dio lugar a la aceptación y uso de los implantes orales a nivel mundial.<sup>103</sup>

**Imagen 1:** implante oral original del equipo de Brånemark.<sup>103</sup>

La palabra osteointegración apareció por primera vez citada en español en 1985.<sup>13</sup>

En cuanto a la Odontología Veterinaria, esta adquiere en Europa carácter científico a partir de 1945, con la creación del primer Instituto Veterinario en Viena, dirigido por el Profesor Bodingbauer y desarrollado por Karl Zetner. La Sociedad Europea de Odontología Veterinaria (EVDS) se constituye en 1992, aunque el verdadero desarrollo de la odontología moderna tiene lugar en Estados Unidos, donde desde 1977 se creó la Sociedad Americana Dental y el Colegio Americano de Odontólogos Veterinarios. En los últimos años en Medicina Veterinaria se ha pasado de la simple extracción a la práctica de casi todos los procedimientos dentales tales como reconstrucciones, endodoncias, ortodoncias e incluso la implantología. Además hay que tener en cuenta que todas las técnicas, antes de ser aplicadas rutinariamente en medicina humana, han de ser probadas sobre animales de experimentación.<sup>143</sup>

### **3.2. ESPECIE EN ESTUDIO**

Los modelos animales que se usen en investigación de la implantología oral tienen que reunir una serie de requisitos<sup>171</sup>:

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- HISTORIA -**

- El animal de investigación debe ser cuidado y tratado humanamente,
- debe ser seleccionado razonadamente, manejable, así como anatómica y fisiológicamente apropiado,
- debe ser adecuado para la fácil colocación quirúrgica del implante y para el cuidado antes y después de la cirugía,
- el proceso de sacrificio ha de ser rápido, indoloro, y que permita la recuperación de la mayor cantidad posible de material para investigar.

En el presente trabajo se utilizó el cerdo miniatura (*Sus scrofa*) como modelo animal <sup>203</sup>, el cual presenta ventajas e inconvenientes a la hora de realizarse estudios con ellos, ya que son medianamente dóciles, resistentes a infecciones sistémicas con una buena inmunización, poseen órganos con talla y fisiología similar a los humanos y similitudes en hábitos dietéticos y metabólicos, pero son muy estresables y presentan ciertas dificultades cuando se las somete a procesos anestésicos.

Centrándonos en los aspectos odontológicos<sup>203, 62</sup>, el cerdo, como animal omnívoro, posee la dentadura más completa entre los mamíferos domésticos con incisivos simples, premolares y molares tuberculados, siendo todos braquiodontos con corona, cuello y raíz, menos los caninos, su conformación está adaptada a los hábitos alimentarios de hozar.

$$\begin{array}{c}
 \text{Temporal} \\
 2 \left( \begin{array}{ccccc} I & \frac{3}{3} & C & \frac{1}{1} & P & \frac{3/4}{3/4} \end{array} \right) = 28/32 \\
 \\
 \text{Permanente} \\
 2 \left( \begin{array}{cccccc} I & \frac{3}{3} & C & \frac{1}{1} & P & \frac{4}{4} & M & \frac{3}{3} \end{array} \right) = 44
 \end{array}$$

**Ilustración 1:** fórmula dentaria del cerdo.<sup>62</sup>

Poseen un tamaño de mandíbula y dental que lo hacen apto para manejar en la cavidad oral el instrumental habitual en odontología.

Los incisivos poseen una sola raíz y la corona adquiere distintas conformaciones y tamaños según la posición que ocupen. Los caninos carecen de raíz como tal, con una amplia cavidad pulpar abierta durante casi toda la vida del macho y dos años en hembras, por lo que no cesa su crecimiento, pudiendo alcanzar los inferiores 18 cm en los verracos adultos. Los premolares aumentan de tamaño según se avanza de rostral a caudal, son multituberculares con superficie oclusal plana, poseyendo una corona corta, con un cuello muy marcado y raíces redondeadas y agudas, el primer premolar aparece

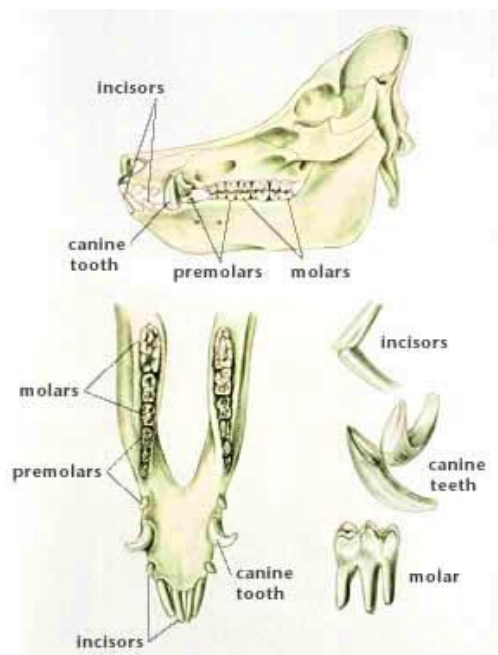
**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ESPECIE EN ESTUDIO -**

sólo una vez y no se recambia en la dentición permanente; en la mandíbula los dos primeros poseen dos raíces, el tercero dos o tres y el cuarto tres, mientras que en el maxilar el primero posee dos raíces, el segundo y tercero tres, y el cuarto cuatro o cinco. Los molares también aumentan de rostral a caudal, y son multituberculares, poseyendo cada uno seis raíces en el maxilar, al igual que el último mandibular, teniendo el resto cuatro.

El recambio dentario se inicia a los cinco meses y termina a los veinte, lo que proporciona margen suficiente para estudiar patologías de adulto y de dentición mixta.

El cerdo es un animal isognato al hacer contacto la superficie oclusal superior e inferior en una oclusión central, debido a que ambas arcadas dentarias tienen igual amplitud. No existe contacto entre el primer premolar superior e inferior por la longitud del diastema, por lo que los cuatro premolares superiores tienen solo los tres últimos inferiores como antagonistas, deslizándose, antes de su desgaste, sobre la superficie vestibular de estos, mientras que los dos primeros molares superiores hacen contacto con la mitad caudal de los correspondientes inferiores y el tercer superior hace contacto completo con el inferior.

La articulación temporomandibular permite que la mandíbula se mueva durante la masticación, principalmente, en dirección dorsoventral, permitiendo también movimientos laterales, a diferencia de carnívoros y roedores, pero similares, tanto anatómica como funcionalmente, a la mandíbula humana.<sup>91, 99, 126</sup>



**Ilustración 2:** dentición del cerdo.<sup>104</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ESPECIE EN ESTUDIO -**

Puede desarrollar cargas oclusales fisiológicas entre 100 y 135 Newtons<sup>126</sup>. (En personas la media es 100-150 N, con sobrecargas de hasta 888 N).<sup>202</sup>

El hueso maduro de cerdo es sobre un 14% menos duro que el hueso humano.<sup>41</sup>

Los cerdos miniatura poseen un ratio de metabolismo óseo del 1,2 en comparación con el humano, por lo que sirve para comparar procedimientos a este nivel mejor que con otras especies.<sup>164</sup>

Su flora oral es bastante compatible respecto a la humana, predominando cocos y bacilos gram positivos facultativos, siendo la mayor diferencia en gram negativos facultativos.

Del mismo modo la patología oral es comparable a la humana, pueden sufrir caries, presenta predisposición a sufrir enfermedad periodontal, que a pesar de ser de etiología multifactorial, dicha enfermedad tiene una amplia base inmunológica y el cerdo posee un sistema inmune muy similar al humano<sup>203</sup>, e incluso se demostró en animales con implantes orales el desarrollo inducido de periimplantitis, que del mismo modo, se puede usar como modelo de estudios a largo plazo de procesos periodontales aplicables a medicina humana.<sup>99</sup>

Existe una investigación realizada en 1991 sobre la idoneidad del cerdo como modelo animal para estudiar la osteointegración de los implantes dentales, resultando favorable su uso, obteniendo contacto óseo entre el 19 y el 58%, con un éxito clínico del 80% a las 18 semanas. Tuvieron el problema de que a pesar de colocarlos de forma sumergida, todos los implantes se expusieron a través de los tejidos blandos a la semana de su inserción, pero continuaban estables.<sup>91</sup>

Un estudio plantea como problema el abordaje intraoral en cerdos miniatura para realizar cirugía experimental con implantes dentales, cuando se realizan técnicas de aumento óseo asociadas a su aplicación. Vieron dehiscencia de las heridas con exposición ósea y de los implantes entre la primera y segunda semana tras la cirugía, asociando los fallos a un posible inadecuado manejo, a consecuencia del cual tal vez pudieron roer los barrotes de las jaulas, cirugía incorrecta con una elevada tensión del colgajo mucoperiostico que se abriría al comer y demasiado daño a la irrigación entre otras posibles causas. En el mismo estudio se refieren investigaciones en las que se vieron resultados positivos en la cirugía intraoral con implantes dentales.<sup>168</sup>

Como final a este apartado se puede afirmar que el cerdo, por la semejanzas de su dentición, encía, flora, grandes órganos y sistemas con los de las personas, y bajo coste, se puede considerar como modelo animal muy útil para el estudio de implantes orales.<sup>91, 99</sup>

### **3.3. ANATOMÍA DEL PERIODONTO**

El periodonto, o tejido de sostén del diente, establece una unidad funcional, biológica y evolutiva sujeta a alteraciones morfológicas y funcionales tanto espontáneas como por alteraciones del

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ESPECIE EN ESTUDIO -**

medio bucal, siendo su función principal unir el diente al esqueleto y conservar la integridad de la superficie masticatoria de la mucosa oral, hallándose formado por la encía, el ligamento periodontal, el cemento radicular y el hueso alveolar.<sup>140</sup>

Cada componente periodontal posee distinta localización, arquitectura, así como composición celular y bioquímica, pero aún así funcionan conjuntamente como una unidad simple. Investigaciones recientes revelaron que los componentes de la matriz extracelular del compartimento periodontal pueden poseer influencia sobre la actividad celular de las estructuras adyacentes; por lo tanto, los cambios patológicos que ocurran en un componente del periodonto, pueden tener efectos significativos para el mantenimiento, reparación o regeneración del resto de los componentes.<sup>18</sup>

Comienza su desarrollo en la fase embrionaria en el primer arco branquial procedente de células de la cresta neural de las que deriva el ectomesénquima que formará, tras un complejo proceso, el diente, sus tejidos circundantes y las células correspondientes, tales como fibroblastos y osteoblastos. Es probable que queden células ectomesenquimáticas en el periodonto maduro y que participen en su reparación.

### ***3.3.1 Hueso alveolar***

El hueso alveolar es una parte especializada de los huesos mandibular y maxilar que representa la principal estructura de soporte de los dientes. Aunque es comparable con el tejido óseo de otras localizaciones corporales, éste está sometido a un remodelado rápido y continuo asociado a las demandas funcionales de la masticación y a la adaptación posicional de las piezas dentarias. La superficie del alveolo se compone de hueso fasciculado formado por capas de laminillas óseas dispuestas paralelamente a la dirección corono-apical del diente, de las que salen las fibras de Sharpey hacia el ligamento periodontal y el cemento. Externamente está constituido por una capa gruesa de hueso dispuesto en placas corticales, dando lugar a las superficies lingual y labial del proceso alveolar, que en su mayor parte es tejido esponjoso en el que hay cavidades medulares, algunas de las cuales se comunican a través de los espacios endósticos del hueso cortical con el ligamento periodontal.

Depende en gran medida de la presencia de los dientes, y ante la falta de estos, la cresta ósea va reduciéndose progresivamente. Por lo tanto su restauración cuando sea necesario, es más complicada que simplemente aumentar la osteogénesis, lo que representa un auténtico reto, teniendo que centrarse en la prevención de la pérdida de masa ósea. Para su formación se requiere unos factores muy controlados, por lo que la integración del hueso formado sobre un implante representa un nuevo

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ANATOMÍA DEL PERIODONTO -**

reto relacionado con las características fisicoquímicas de la superficie del implante que entra a alterar el medio.

Se realizará seguidamente una descripción más detallada del hueso alveolar.<sup>220</sup>

### **3.3.1.1. Componente celular**

Como en cualquier tejido corporal existen multitud de tipos celulares, citándose aquí los que se consideran específicos, que son las células osteogénicas y las osteoclásticas.

#### **-Células osteogénicas**

- **Osteoblastos:** Se originan, a partir del mesénquima, en el hueso embrionario intramembranoso de la mandíbula y el maxilar. Son células postmitóticas localizadas en las superficies óseas, de gran actividad secretora, siendo su misión principal la producción de la matriz orgánica del tejido óseo (colágeno tipo I, V, y otras proteínas no colágenas y plasmáticas). Algunas están íntimamente unidas a las fibras de Sharpey, formando una red celular tridimensional que participa en la remodelación continua del ligamento periodontal en colaboración con los fibroblastos.
- **Osteocitos:** Las células anteriores, según van madurando, pueden sufrir apoptosis, quedar retenidas en la matriz o quedarse en las superficies óseas. Cuando se quedan en el interior de la matriz ósea mineralizada, se denominan osteocitos. La formación de este tipo se debe considerar dentro de un cambio continuo del medio extracelular en combinación con el cambio metabólico intracelular. Con respecto a los osteoblastos, disminuyen en tamaño y en número de orgánulos, pero aun mantienen actividad secretora con una controvertida actividad de formación y resorción dependiente del sistema endocrino, dando lugar al concepto de osteolisis osteocítica. No se hallan aisladas en el interior de sus lagunas óseas, sino que están comunicadas entre ellas y con los otros tipos celulares por medio de ramificaciones a través de canaliculos óseos.
- **Células de revestimiento óseo:** Son células que recubren la mayoría de las superficies óseas en el esqueleto adulto. Poseen escasa actividad secretora, lo que no significa que no produzcan sustancias reguladoras. Representan el último paso fenotípico de los osteoblastos justo antes de la remodelación ósea, y su siguiente fase es la apoptosis, existiendo muy pocas evidencias en mamíferos de que puedan recuperar la capacidad de producir matriz. Juegan un papel muy importante en la homeostasis del calcio y fósforo, en la compartimentación de la matriz, intercambio de sustancias y en la iniciación de la remodelación del tejido óseo, realizando estas funciones por medio de mecanismos independientes.



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ANATOMÍA DEL PERIODONTO -**

**- Células osteoclásticas:**

Los osteoclastos juegan un papel fundamental en la capacidad del hueso para responder a los factores reguladores biológicos y a las fuerzas funcionales mediante la resorción ósea, que junto con su formación, constituye uno de los principios fundamentales por los que el hueso se remodela a lo largo de la vida. Son células multinucleadas, con numerosas invaginaciones en su membrana. Derivan de la diferenciación de las mismas células hematógenas de las que provienen los macrófagos, dando lugar a precursores preosteoclásticos que se fusionan entre ellos y, tras contactar con la superficie ósea, se transforman en osteoclastos activos con capacidad migratoria, terminando en apoptosis. Actúan en medio ácido mediante la combinación de variadas enzimas, pasando por diversos estadios que se reflejan con distintas morfologías.

**3.3.1.2. Matriz ósea**

Aunque el hueso y proceso alveolar poseen rasgos especializados relacionados con sus propiedades funcionales la composición de su matriz extracelular parece ser similar a la de otros tejidos óseos.

Está constituido por una estructura entretrejida de fibras de colágeno entre la que están depositados pequeños cristales, uniformes y en forma de placa, de carbonato de hidroxipatita ( $\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$ ). Existen otras proteínas asociadas y reguladoras de las fibras de colágeno y los cristales minerales, uniendo los diversos componentes del tejido óseo, además de pequeñas cantidades de lípidos y carbohidratos. Las fibras de colágeno se unen para formar el osteoide (matriz ósea no mineralizada próxima a los osteoblastos), mientras que las otras proteínas se acumulan principalmente en el frente de mineralización y en la matriz mineralizada. Los principales componentes se describen a continuación:

- **Colágeno:** Representa casi el 90% de los componentes orgánicos del tejido óseo, siendo el tipo I el más presente, y junto con el tipo V, forma haces de fibras que constituyen la unidad estructural básica del tejido conectivo, cabe destacar que en el hueso alveolar también están presentes el tipo III y el XII (originados por fibroblastos). El colágeno tipo III entrecruzado con el I forman las fibras de Sharpey que se insertan en el hueso de recubrimiento del alveolo, mientras que el tipo XII se relaciona con la carga mecánica y con la maduración del ligamento periodontal.

En hueso de rápida formación, y en zonas de reparación, el colágeno se halla muy entretrejido, dejando gran cantidad de espacios que van a ser ocupados por cristales minerales y proteínas ácidas, mientras que en el maduro forma láminas perpendiculares entre las que apenas quedan espacios.

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ANATOMÍA DEL PERIODONTO -**

- **Proteínas no colágenas:** estas proteínas varían en cantidad y distribución dependiendo de la edad y tipo óseo, pero están siempre presentes en el hueso mineralizado, procedentes de las células propias del tejido o de la sangre. Algunas son específicas del tejido óseo mientras otras tienen una localización corporal más extendida, estando íntimamente ligadas a la matriz inorgánica u orgánica según el tipo. Destacan las siguientes:
  - Osteocalcina: regula la maduración mineral y participa en la resorción.
  - Sialoproteína: inicia la formación de cristales minerales.
  - Osteopontina: inhibe el crecimiento de los cristales de hidroxiapatita.
  - Osteonectina: regula la adhesión y proliferación celular e inhibe el desarrollo de la hidroxiapatita.
  - Proteoglicanos: destacando dentro de estas el condroitin sulfato, son importantes para ensamblar los tejidos al regular la formación de fibras de colágeno.
  - Fibronectina, fosfatasa alcalina, glicoproteína...
- **Calcio y fósforo:** Se organizan en cristales de apatita carbonatada o dahlita, que predominan en la fase inorgánica en sustitución del componente acuoso de los tejidos blandos.

Teniendo en cuenta los diversos elementos constituyentes se puede dividir en una matriz orgánica que forma un tercio del tejido óseo y otra inorgánica que compone los otros dos tercios restante.

### **3.3.1.3. Organización estructural**

Los componentes vistos anteriormente tienen que ordenarse adecuadamente para poder cumplir su función, en la que la matriz orgánica actúa biomecánicamente para alojar en su interior la fase inorgánica mineral de calcio-fósforo. Esta organización en el hueso alveolar es más compleja que en el hueso diafisario, respondiendo a una complejidad geométrica derivada de las raíces dentarias, la respuesta a la masticación y a la existencia de otras fuerzas que solo existen en la cavidad oral, dando lugar a un intrincado patrón de modelación ósea.

La matriz extracelular se puede dividir en varios compartimentos teóricos que ayudan a describir la secuencia de síntesis, secreción, acumulación y mineralización de la matriz ósea. Después de la síntesis de las moléculas orgánicas por los osteoblastos se forma el estroma de colágeno u osteoide, que actúa como un andamio para el depósito de apatita y el acúmulo de las proteínas no colágenas, esto último sucede en lo que es conocido como frente de mineralización (zona donde la calcificación se propaga ampliamente a través de las fibras de colágeno) mediante una serie de pasos que aun no han sido bien explicados.

#### **3.3.1.4. Formación, mantenimiento y regeneración del hueso alveolar**

El conocimiento de los sucesos moleculares que regulan la formación y remodelación del tejido óseo es fundamental para el desarrollo de tratamientos racionales con el objetivo de tratar o corregir anomalías, como por ejemplo la pérdida dentaria.

El hueso alveolar se forma a partir del primer arco branquial en relación con los dientes, pero siendo el proceso alveolar estructuralmente semejante al hueso basal, a partir de aquí sufrirá cambios continuos.

Su remodelación depende de las fuerzas sobre los dientes por medio de mecanismos poco conocidos, sabiéndose que las de tensión estimulan la actividad y proliferación de los osteoblastos que producen osteoide, que se mineralizará para formar hueso nuevo; mientras que las compresivas dan lugar a la proliferación de los osteoclastos y resorción superficial, fase en la que actúan inicialmente los osteoblastos degradando la matriz orgánica y la regresión o apoptosis de las células de recubrimiento óseo, dejando el paso libre a los osteoclastos.

##### **-Remodelación fisiológica del hueso alveolar:**

La remodelación completa tiene lugar cuando los dientes temporales son sustituidos por los permanentes, en el momento que el hueso asociado a los primeros se reabsorbe completamente mientras se forma el nuevo hueso de soporte. La capacidad de rápida remodelación facilita la adaptación posicional del diente en respuesta a las fuerzas funcionales y su migración durante el desarrollo de las mandíbulas. Del mismo modo, la aplicación de fuerzas en los tejidos óseos puede tener influencia sobre la tasa de remodelación.

La formación de hueso alveolar es un requisito para la regeneración de los tejidos perdidos durante la enfermedad periodontal y para la osteointegración de implantes usados en odontología reparadora.

La remodelación ósea incluye la coordinación de actividades de los osteoblastos y osteoclastos, que forman y reabsorben los tejidos mineralizados del hueso. Siendo su regulación un complejo proceso que incluye tanto hormonas como factores locales que influyen sobre la generación y actividad de las células óseas diferenciadas. Es muy parecida en muchos aspectos a la inflamación y reparación tisular.

##### **-Formación ósea:**

La formación del hueso se halla unida a la resorción para mantener la masa ósea e implica la proliferación y diferenciación de células del estroma a lo largo de una vía osteogénica, que permite la formación de los osteoblastos mediante un proceso cuyo conocimiento está en una fase elemental. Comenzaría por la producción de colágeno, fosfatasa alcalina y osteopontina por parte de células del

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ANATOMÍA DEL PERIODONTO -**

estroma formando la matriz. Posteriormente evolucionarían a osteoblastos con la producción de sialoproteína, que permite el inicio de la mineralización y su avance, después suben los niveles de osteopontina y osteocalcina lo que indicaría el paso a osteocitos de los osteoblastos.

Todos estos pasos se encuentran regulados por variados factores que afectan a la producción o diferenciación de las células osteoblásticas, algunos de los cuales también influyen directa o indirectamente sobre la resorción, como son: la hormona paratiroidea, la vitamina D<sub>3</sub>, insulina, hormona del crecimiento, hormonas sexuales, proteína ósea morfogenética, factores de crecimiento tipo insulina y derivados de plaquetas. Este último juega un papel importante en la cicatrización de heridas y fracturas, estimulando la proliferación de células osteoprogenitoras y promoviendo su diferenciación, pudiendo jugar así un papel fundamental en la cicatrización ósea tras la colocación del implante dental.

**-Resorción ósea:**

La resorción de tejidos mineralizados se realiza por medio de los osteoclastos. Cuando estos contactan con la superficie ósea y se activan, forman un frente debajo del cual tiene lugar la desmineralización a través de la acidificación del medio, a lo que le sigue la actuación de enzimas lisosómicas que degradan las macromoléculas, formando las lagunas de resorción, terminando con su apoptosis para limitar la actividad osteolítica.

Los factores reguladores de la resorción ósea incluyen la hormona paratiroidea, vitamina D<sub>3</sub>, e interleukinas, calcitonina, estrógenos, etc. actuando a nivel de formación, actividad y supervivencia de los osteoclastos.

Como un modelo para el estudio de la regeneración ósea puede considerarse la cicatrización de un alveolo de extracción dentaria, que resumidamente se puede describir la siguiente sucesión de eventos en el tiempo: En las primeras 24 horas se forma un coágulo sanguíneo y comienza la hemólisis. Entre los días segundo y tercero el coágulo se retrae y se reemplaza poco a poco por tejido de granulación con vasos y colágeno. A los cuatro días de la extracción aumenta la densidad de fibroblastos y el tejido epitelial prolifera desde el margen de la herida, remodelándose la lesión ósea por los osteoclastos. Tras una semana existe un tejido de granulación consistente con una red vascular, tejido conjuntivo joven, formación de osteoide apicalmente y recubrimiento epitelial de la herida. A las tres semanas hay un tejido conjuntivo denso y tejido de granulación, comenzando a surgir una pauta trabecular de hueso y se cierra epitelialmente la herida. Dos meses tras la extracción termina la formación del hueso en el alveolo, pero aun sin alcanzar la altura original y con la zona trabecular en continua remodelación. A pesar del potencial de cicatrización y regeneración puede

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ANATOMÍA DEL PERIODONTO -**

ocurrir que los defectos no se curen con un tejido similar al original necesiéndose recurrir a diversas técnicas de regeneración ósea.<sup>125, 140</sup>

### **3.3.1.5. Osteoinducción y osteoconducción**

La osteoinducción y osteoconducción son términos relacionados con la fisiología ósea, y junto con la osteointegración, representan los tres sucesos más deseables tras la colocación de implantes permanentes en el hueso, incluidos los implantes dentales.<sup>7</sup>

La osteoinducción significa que células indiferenciadas, pluripotenciales, son de alguna manera estimuladas para transformarse en osteogénicas, es decir, el proceso por el cual se induce la osteogénesis. Es un mecanismo biológico básico que ocurre en la cicatrización de fracturas y en la incorporación de implantes, comenzando inmediatamente tras la lesión inicial siendo muy activo durante la primera semana, aunque los resultados no se vean hasta varias semanas más tarde. La osteoinducción también puede suceder en tejidos blandos.<sup>77</sup>

La osteoconducción se relaciona con el crecimiento óseo sobre una superficie, considerándose ésta osteoconductora si permite el crecimiento de tejido óseo a lo largo de su extensión, poros o canales. Cuando esta superficie es la de un implante, la osteoconducción no depende sólo de los mecanismos de cicatrización ósea, sino también del material y sus interacciones.

### **3.3.2. La encía**

#### **3.3.2.1. Aspectos macroscópicos**

La encía, junto con el recubrimiento del paladar duro, forma la mucosa masticatoria, que con la mucosa tapizante y la especializada forman la mucosa oral. Recubre la apófisis alveolar y rodea la porción cervical de los dientes, terminando en el margen gingival libre con un contorno festoneado hacia la parte coronal del diente, en sentido apical se continúa con la mucosa alveolar o tapizante. Pueden distinguirse la parte libre, la adherida y la interdientaria o papila interdental.<sup>18, 140</sup>

#### **3.3.2.2. Aspectos microscópicos**

En lo relativo a la encía libre, en la que se incluyen todos los tejidos situados coronalmente a una línea horizontal ubicada a nivel de la unión cementoadamantina, se pueden distinguir el epitelio bucal (u oral) y el sulcular, que miran hacia la cavidad bucal y diente respectivamente, y el epitelio de inserción que permite el contacto entre encía y diente. Respecto a las características del epitelio bucal este es no queratinizado en cerdos<sup>17</sup>, estratificado y escamoso con las siguientes capas celulares de mayor a menor profundidad: basal (capa germinativa), espinocelular, celular granular. Descansa

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ANATOMÍA DEL PERIODONTO -**

sobre una membrana basal en una matriz de polisacáridos complejos, existiendo un equilibrio completo entre la renovación y descamación.

El epitelio dentogingival, formado por el sulcular y el de inserción o unión, que se encuentra ortoqueratinizado en cerdos<sup>17</sup>, alcanza sus características estructurales coincidiendo con la erupción dentaria. El sulcular es similar al bucal, mientras que el de unión tiene células más grandes con menos desmosomas y con mayor espacio intercelular que los otros. Éste último no se halla simplemente en contacto con el esmalte, sino que está físicamente adherido al diente mediante hemidesmosomas.

Las funciones del epitelio son debidas al recubrimiento de superficies, desarrollando una muy importante función de protección y defensa. El epitelio gingival oral y el sulcular desarrollan funciones de protección, mientras que el de inserción regula más la salud e integridad tisular. Posee una capacidad muy alta de regeneración tras una lesión, independientemente si es por primera o segunda intención.

En cuanto al tejido conectivo, las fibras son el componente principal, seguido de matriz intercelular, vasos, nervios y células, entre las que podemos hallar fibroblastos (65% de la población celular), mastocitos, macrófagos, neutrófilos, linfocitos y plasmocitos. Existen fibras de colágeno, constituyendo una de las partes más importante del periodonto, producidas fundamentalmente por fibroblastos. Se distribuyen en haces, algunos de ellos aparentemente con disposición aleatoria, mientras que la mayoría están claramente orientados pudiéndose distinguir según su inserción y curso varios grupos como son las fibras circulares que rodean al diente, dentogingivales que se proyectan desde el cemento en abanico hacia la encía libre, dentoperiósticas que se proyectan desde la misma zona que las anteriores recorriendo la cresta ósea lingual y vestibular terminando en la encía adherida y las fibras transeptales que se extienden entre el cemento supraalveolar de dientes vecinos estando incluidas en el cemento; fibras de reticulina, asociadas a la interfaz epitelio y endotelio-conjuntivo; fibras oxitalánicas, situadas paralelamente al diente en el ligamento periodontal y de función desconocida y las fibras elásticas. La matriz, producida por fibroblastos, está formada por macromoléculas de polisacáridos proteínicos como son las glucoproteínas y los proteoglicanos con glucosaminoglicanos y ácido hialurónico que regulan el flujo de moléculas y células en el conectivo y aportan resistencia a la encía.

Las funciones del tejido conjuntivo gingival son servir de protección a la superficie de la raíz y el hueso alveolar frente al medio externo. Además ayuda al soporte y fijación del diente en su localización alveolar, así como soporte del tejido epitelial. Debido a su alta tasa de renovación, el tejido conectivo de la encía posee una muy buena capacidad de cicatrización y regeneración. De

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ANATOMÍA DEL PERIODONTO -**

hecho, es uno de los tejidos del cuerpo que mejor cicatriza y muestra muy poca cicatriz después de las heridas quirúrgicas al recuperar la arquitectura rápidamente.

Teniendo en cuenta las propiedades del epitelio y del tejido conectivo, se sugirió que la mucosa oral tiene todo lo necesario para establecer una unión con cualquier estructura que la atraviese.<sup>58</sup>

### ***3.3.3. Ligamento periodontal***

Se define el ligamento periodontal como el tejido conectivo blando, muy vascularizado y celular que rodea los dientes y une el cemento radicular con la lámina dura del hueso alveolar propio. En sentido coronal se continúa con la lámina propia de la encía y está separado de ésta por los haces de fibras de colágeno que conectan la cresta del hueso alveolar con la raíz, se comunica con la porción ósea medular por medio de conductos vasculares o de Volkman.

Está formado principalmente por fibras de colágeno. Estas, desde que se desarrollan junto al cemento radicular a partir del folículo que rodea al germen dentario, se encuentran en remodelación continua mediante la reabsorción de fibras viejas y formación de nuevas. Una vez establecido el ligamento las fibras principales van desde el diente hasta el hueso alveolar propio sin solución de continuidad y ligeramente onduladas permitiendo, a pesar de la inelasticidad del colágeno en fibras, la movilidad fisiológica del diente en su alveolo. También posee fibras elásticas asociadas a vasos y oxitalánicas insertadas en el cemento.

La población celular del ligamento periodontal esta constituida fundamentalmente por fibroblastos, osteoblastos, cementoblastos, osteoclastos, células nerviosas y epiteliales entre las que se encuentran los “restos de Mallasez”, formando racimos que rodean la raíz y de función desconocida.

Entre otros cometidos de esta estructura tisular cabe citar la detección de fuerzas procedentes de la actividad masticatoria y otros contactos dentarios, con una sensibilidad de  $1\text{N}^{242}$ , y su absorción hacia la base ósea del diente. Otra función es permitir la movilidad fisiológica de los dientes así como su función sensorial y la regulación de la osteogénesis o cementogénesis, al confirmarse que los dientes que sufrieron avulsión del ligamento se anquilosan mientras que los dientes con un ligamento sano no se anquilosan.<sup>140</sup>

### ***3.3.4. Cemento radicular***

El cemento radicular es el tejido mineralizado que se halla recubriendo las superficies radiculares y, esporádicamente, pequeñas porciones de las coronas dentarias, con ciertos rasgos similares al tejido óseo pero careciendo de vasos sanguíneos y linfáticos. No se encuentra innervado, no tiene capacidad de reabsorción ni remodelado fisiológicos, pero se deposita continuamente durante

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- ANATOMÍA DEL PERIODONTO -**

toda la vida mediante la mineralización de sus fibras y matriz. Su contenido mineral, del cual la mayor parte es hidroxipatita, es alrededor del 65% en peso, poseyendo también fibras colágenas en matriz orgánica. En él se insertan las fibras periodontales dirigidas a la raíz y contribuye al proceso de reparación consecutivo a un daño en la superficie radicular.

Se reconocen dos tipos de cemento, el primario o acelular que se forma al mismo tiempo que la raíz y la erupción dentaria y carece de células, y el secundario o celular que si contiene células y está menos mineralizado, depositándose bajo el primario a lo largo del período funcional del diente, ambos son producidos por los cementoblastos, de los cuales algunos derivan a cementocitos.

Su sistema fibroso lo constituyen la parte extrínseca, o fibras de Sharpey, producido por los fibroblastos del ligamento periodontal, y el intrínseco producido por los cementoblastos y que está integrado por fibras paralelas a la raíz, que son las que se mineralizan.<sup>140</sup>

### ***3.3.5. Irrigación sanguínea de periodonto***

La irrigación del periodonto y tejidos dentales parte desde la arteria dentaria, que se transforma en la arteria intratabical antes de penetrar en el alveolo dentario y éstas derivan en sus ramas terminales o rami perforantes, que penetran en la lámina dura en todos los niveles del alveolo anastomosándose a nivel del espacio del ligamento periodontal con vasos sanguíneos originados en la porción apical de dicho ligamento, y con otras ramas terminales de la arteria intratabical. Antes de entrar en el conducto radicular del diente, la arteria dentaria emite ramas que irrigan la porción apical del ligamento periodontal. De esta forma se obtiene una red poliédrica alrededor del periodonto.

La encía recibe su aporte sanguíneo principalmente desde los vasos supraparióísticos, que son ramas terminales de las arterias sublingual, mentoniana, bucal, facial, infraorbitaria y alveolar posterosuperior.

La existencia de múltiples anastomosis entre las distintas arterias nos hace considerar la existencia de un sistema íntegro de vasos sanguíneos como la unidad que irriga los tejidos blandos y duros de mandíbula y maxilar.

El sistema venoso discurre paralelo al arterial.

### ***3.3.6. Inervación del periodonto***

El sistema nervioso somático del periodonto contiene distintos tipos de receptores sensoriales como son los nociceptores, mecanorreceptores y propioceptores, éstos últimos sólo presentes en el ligamento periodontal e informan de los movimientos y posición de los dientes. Estos nervios derivan de ramas terminales del nervio trigémino.



### **3.4. BIOMATERIALES**

Tal y como se citó en la introducción, existen una serie de situaciones en las que se hace necesario el empleo de diversas sustancias, sintéticas o naturales, que sin ser fármacos se puedan usar como un sistema o parte de un sistema para tratar, aumentar o reemplazar cualquier tejido, órgano o función del cuerpo, sustancias a las que comúnmente se les llaman biomateriales<sup>59</sup>, sobre los que se describen una serie de características genéricas necesarias para que lleven a cabo su función, tales como la biocompatibilidad, propiedades mecánicas, biofuncionalidad, bioestabilidad o resistencia a la corrosión, y seguridad biológica, sin desear la disponibilidad y procesabilidad del material. Estos materiales han de influir activamente en los procesos de cicatrización, dependiendo estos de las propiedades fisicoquímicas, mecánicas, topografía superficial y diseño del implante<sup>252</sup>. Las propiedades tienen que ser evaluadas para elegir un determinado material con el fin de ser usado como implante en tejidos vivos, siendo algunas totalmente determinantes como son la respuesta del tejido al efecto biomecánico que causa el material implantado y como éste responde químicamente al medio vivo en el que se colocó, y aun conociéndolas no se puede predecir a priori cual va a ser la respuesta tanto del tejido como del material, por lo que previo a su uso es necesario conocer y estudiar ese material.<sup>115</sup>

Las reacciones que produce un material cuando se pone en contacto con el tejido óseo pueden ser: Que no produzca efectos tóxicos e interactúe favorablemente con las células del lecho óseo, dando lugar a su integración. Que no libere sustancias tóxicas, pero no es capaz de interactuar con el lecho óseo, resultando así una integración difícil. Que sus moléculas interactúen con las células, pero esta interacción produzca tóxicos, haciendo fracasar el implante. Que el material cause una mortalidad celular moderada. Y por último, que cause necrosis tisular masiva, dando lugar a la pérdida espontánea del implante.<sup>14</sup>

Cabe destacar antes de iniciar la descripción de las características que no existe el biomaterial ideal, teniendo que buscar el más adecuado para cada situación, una de las cuales es la implantología dental, que represente el equilibrio entre las diversas cualidades requeridas.

#### **3.4.1. Biocompatibilidad**

La palabra biocompatibilidad es hoy en día muy usada pero posee múltiples definiciones que no llegan a ser completas. La definición oficial procede de una conferencia de consenso y la define como “la capacidad de un material para actuar con una respuesta apropiada del hospedador en una aplicación específica”, siendo acertada pero sin indicar como se mide esta capacidad o que se puede

## **- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -** **- BIOMATERIALES -**

hacer para mejorarla. La definición derivada del procedimiento proviene de los patrones de biocompatibilidad de la ISO, considerándola como la capacidad que tienen los dispositivos que pasan positivamente una serie de pruebas, la mayoría de las cuales están orientadas a detectar posible carcinogénesis, toxicidad reproductiva, celular o genética, irritación, sensibilidad y residuos de agentes de esterilización.<sup>187</sup>

Cuando las pruebas sobre posibles materiales se centran en los efectos locales tras su implantación, el objetivo es observar una reacción normal a cuerpo extraño; si sobre un mes después de la colocación el implante se halla rodeado de una capa avascular fuerte, delgada, relativamente acelular y con una suave reacción, el implante se puede denominar entonces como biocompatible. Estos materiales implantados en tejidos blandos, en una primera fase tras interactuar con el medio acuoso, adsorben proteínas no específicas, a las que le siguen neutrófilos y macrófagos que se unen a la capa de proteínas, no al material en sí, y por medio de citoquinas se atraen a fibroblastos que dan lugar al encapsulamiento del cuerpo extraño; si se colocan en hueso no se observa una unión real a dicho tejido al existir una fina capa no mineral que los separa, relacionándose esta unión con la interdigitación mecánica entre la superficie del biomaterial y el hueso. De este párrafo se deduce la gran importancia de la superficie de los biomateriales, ya que es la parte del implante que entra en contacto directo con el cuerpo.<sup>187</sup>

Actualmente no se conoce ningún material implantable que esté totalmente libre de provocar reacciones adversas tanto en personas como en animales, por lo que la biocompatibilidad debe ser tomada con cautela, hablando algunos autores de biomateriales inertes al concluir que son muy difíciles de observar histopatológicamente cambios mínimos a lo largo de un periodo de tiempo hasta los puntos finales.<sup>74</sup>

### **3.4.2. Bioestabilidad, bioactividad y seguridad biológica**

No existe duda en lo relativo a que cualquier material que sea implantado en el cuerpo, y que deba permanecer un largo periodo en él, con la intención de sustituir a una parte o función del organismo, ha de ser lo suficientemente resistente al medio corporal, que puede llegar a ser muy hostil. La máxima resistencia a la corrosión o degradación es el primer requisito a largo plazo para un biomaterial, obviando aquellas situaciones en las que son deseables la reabsorción del material implantado. Estas degradaciones pueden tener causa mecánica o por biodegradación. Cuando es un metal, el material implantado ha de resistir a múltiples tipos de corrosiones y ser casi inerte.

En lo relativo a la seguridad biológica, los efectos adversos asociados a un material implantable, obviando la presencia física, pueden ser causados por la interacción del medio biológico con la superficie o liberación de parte del material al medio, por esto el biomaterial, y más

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- BIOMATERIALES -**

concretamente su superficie, ha de poseer una excelente resistencia a la corrosión que minimice la liberación de partículas u otros elementos. Estos, deben tener escasa actividad biológica, con ausencia o mínima presencia de citotoxicidad, o ser fisiológicamente indiferentes al ser tolerado por las células sin ningún efecto positivo pero también sin efecto negativo.

Visto lo anterior, los biomateriales, según los objetivos, han de reaccionar mínimamente con el cuerpo. Existen múltiples sistemas médicos que son elegidos por ser inertes y carecer así de capacidad para integrarse en los tejidos vivos, ya sea a nivel físico o biológico, y que funcionan como un adjunto al cuerpo sin constituir parte de él, existiendo el riesgo de separación y pérdida del implante con el tiempo. Esto da lugar a importantes reservas cuando se usa un material inerte en cirugía reconstructiva, por lo que cabe preguntarse si esta cualidad es buena para los implantes dentales en la actualidad, que requieren una unión específica y permanente al lecho óseo.<sup>259</sup>

### **3.4.3. Biomateriales y tejido óseo**

Cuando se trabaja con prótesis sobre bases óseas que han de ser permanentes, incluyendo los implantes dentales, no se busca la inactividad biológica del material implantado, sino que se requiere la capacidad de interacción en la interfaz hueso-implante, considerándose dos situaciones aceptables, siendo la primera una combinación de tejido óseo y blando, y la segunda con ausencia de tejidos blandos. Esto depende de un gran número de variables entre las que destacan la estabilidad mecánica, la rugosidad superficial y un material inerte. En la mayoría de las circunstancias, la aposición ósea y la estabilidad clínica de los implantes se logra mediante el método de maximizar la cualidad de material inerte, y como consecuencia de la baja reactividad disminuiría la respuesta inflamatoria y la formación de tejido blando. Por otro lado, la aposición del biomaterial al hueso no significa su adhesión, existiendo materiales bioactivos que permiten la unión activa al hueso. Una clave en esta situación es que el biomaterial permita la expresión fenotípica de los osteoblastos para que formen fosfato cálcico, y que éste se pueda adsorber a la superficie del implante uniéndolo al tejido óseo, buscando un equilibrio entre la estabilidad, seguridad y actividad biológica.<sup>259</sup>

Desde el punto de vista clínico, el biomaterial ideal que se use como sustituto óseo debe poseer la capacidad de osteoconducción y osteoinducción, con grandes propiedades mecánicas. Existen materiales bioactivos, como la hidroxiapatita o biovidrio, que poseen capacidad osteoconductiva y que pueden unirse directamente a hueso vivo por medio de una capa de apatita, pero también se afirma que la mayoría de los biomateriales conocidos no poseen actividad osteoinductiva en ausencia de agentes osteoinductores, salvo el fosfato cálcico con cierta estructura porosa, emitiéndose hipótesis sobre las características que pueden hacer a un material osteoinductor: composición química, propiedades de disolución, y morfología superficial.<sup>77</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- BIOMATERIALES -**

#### **3.4.4. Función mecánica**

Existen una gran cantidad de parámetros que se deben considerar en los procesos de selección y análisis de riesgos, que se resumen en la necesidad de resistir la fractura o deformación permanente a lo largo de periodos prolongados de estrés, y la presencia de un módulo de elasticidad que le permita transferir las cargas, otro parámetro importante es la resistencia al desgaste, el cual depende en gran medida de las características de superficie. No se dan todos los parámetros óptimos en un mismo material, considerándose intuitivamente que los metales son los que mejor cumplen estos requisitos, estimados para uso general al poseer un límite alto de resistencia a la fatiga, límite de elasticidad alto, resistencia a pruebas y un bajo módulo de elasticidad, si bien hay otros materiales que los superan en esta faceta.<sup>259</sup>

#### **3.4.5. Superficie de los biomateriales**

Existe una gran cantidad de materiales sólidos para ser usados como implantes con distintas estructuras y composiciones, pero sea cual sea el elegido, será su superficie la que va estar en contacto directo con el tejido receptor, de ahí la necesidad de comprender las propiedades de la superficie que marcarán el comportamiento tanto de los implantes como del tejido a corto y largo plazo. Esta parte externa, presenta múltiples diferencias con el cuerpo del material, ya sean muy sutiles, o contrastes críticos como los cambios en la composición química debido a la formación o pérdida de compuestos de la superficie a causa de interacciones con el medio, de hecho, desde que es implantado, los cambios de composición pueden tener una poderosa influencia en la biocompatibilidad de los materiales al afectar a la absorción de átomos o moléculas externas. Exponiendo lo que sucede más concretamente con la superficie de los metales, se asume que en el momento de su preparación, y al exponerse al medio ambiente, se forma sobre ellos una capa de óxido de manera casi inmediata, y después crece con el tiempo, pudiendo alcanzar todo el cuerpo del implante o detener su avance por razones cinéticas, manteniendo un grosor de pocos nanómetros. Esto último es lo que sucede con los metales destinados a implantar en tejidos vivos, evitando esta fina capa de óxido el contacto directo entre el metal propiamente dicho y el medio, de tal forma que nunca se establece un contacto entre el metal implantado y el tejido receptor, sino que se realiza entre el óxido y el tejido, considerando de este modo que la biocompatibilidad del metal es la de su óxido, permitiendo aplicar una muy atractiva combinación de un núcleo metálico mecánicamente muy fuerte con una fina superficie de óxido biocompatible.<sup>115</sup>

Para definir correctamente la superficie de un implante se requiere aportar información sobre su composición química, estructura, morfología, textura, rugosidad, energía superficial, propiedades eléctricas y dinámica, entre otras características que se determinan por medio de variadas pruebas

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- BIOMATERIALES -**

extremadamente sensibles, pero sin que ninguna de ellas cubran todas las necesidades, requiriendo a veces complejas combinaciones de técnicas no siempre accesibles, por lo que la descripción de las superficies en la gran mayoría de investigaciones, y por lo tanto el efecto de los distintos parámetros no está del todo bien caracterizado.<sup>250</sup>

### **3.4.6. Clasificación de los biomateriales**

Una clasificación propuesta de los biomateriales es la que los divide en orgánicos, inorgánicos y compuestos:<sup>204</sup>

- **Orgánicos:** incluye sustancias basadas en moléculas orgánicas tales como el colágeno o la fibrina, usados con diversos fines,
- **Inorgánicos:** incluye a los metales, cerámicas y vidrios
  - a. *Metales:* los implantes dentales metálicos son los más usados y conocidos. Dentro de estos destaca el titanio comercialmente puro y sus aleaciones, por ejemplo, con vanadio y titanio. El acero inoxidable está en desuso en implantes dentarios debido a la poca resistencia a la corrosión y fatiga. También se usan aleaciones de cromo-cobalto, tántalo y otros.<sup>152</sup>
  - b. *Cerámicos:* Se pueden definir como materiales sólidos, inorgánicos y no metálicos. Pueden ser bioinertes como la alúmina o el zafiro, o bioactivos como los basados en fosfato cálcico (hidroxiapatita, fosfato tricálcico), o vitrocerámicos.
  - c. *Biovidrios:* se usan como revestimiento de implantes o relleno de cavidades óseas.
- **Compuestos:** Son combinaciones de los elementos anteriores.

## **3.5. TITANIO**

El titanio, considerado un metal maravilloso, se viene utilizando en un campo cada vez más amplio de aplicaciones desde que en 1936 fue posible su obtención a partir de ciertos minerales, y su posterior uso comercial. Este metal es un elemento abundante en la naturaleza, sin encontrarse en cantidades significativas en el cuerpo de los animales, sin embargo su superficie se sitúa entre las más biocompatibles conocidas. El metal demostró tal éxito en componentes biomédicos que la aplicación del titanio augura el desarrollo de un mercado multibillonario. Se usa de forma generalizada como metal base para la fabricación de implantes orales, ya que cumple de manera adecuada y diferenciada con todas las demandas que un material debe satisfacer para usarse en implantología oral.

Sobre el titanio se realizó una loa en la Conferencia Internacional sobre la Ciencia, Tecnología y Aplicaciones del Titanio en 1968 “ Nunca ha existido, como en el caso del titanio, la concentración de una dedicación científica y técnica para un simple metal, con tanto dinero, alrededor de variadas

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- BIOMATERIALES -**

áreas, tanto técnica como geográficamente. Nunca un metal provocó y recibió tanta atención, no sólo desde el punto de vista técnico, sino también desde el ruedo político y el mundo de las finanzas. Nunca un metal, considerado tan mundano, fue tan profusamente descrito como el metal maravilla, el metal glamoroso y el metal prometedor.<sup>259</sup>

### **3.5.1. Propiedades químicas**

El titanio es el noveno elemento más abundante en la corteza terrestre y es obtenido a partir del óxido de titanio,  $\text{TiO}_2$ , presente en minerales tales como el rutilo, la ilmenita, la anatasa y el leucoxeno. Desde que se descubrió en 1794 no existía ningún sistema práctico para conseguir el metal titanio a partir de las menas, debido a su gran afinidad por el oxígeno, hasta que Kroll desarrolló su método de extracción consiguiendo por procesos químicos la manufactura de altas cantidades metal de titanio y su óxido, para la producción de titanio comercialmente puro, aleaciones basadas en este metal y otros sistemas de aleaciones.

El titanio es un elemento alotrópico, es decir, puede existir en más de una forma cristalográfica, con el número atómico 22 y una masa atómica de 47,90. Su punto de fusión es  $1675^\circ\text{C}$ . A temperatura ambiente forma una estructura cristalina denominada fase alfa, mientras que la fase beta se logra al solidificarlo desde el estado líquido o al calentar el sólido a temperaturas superiores a  $883^\circ\text{C}$ . Estas fases pueden coexistir en el mismo cuerpo de un implante estabilizándose mediante la aleación con otros metales. En estado puro posee un brillo de metal blanco. Tiene una baja densidad, ligereza, buena resistencia mecánica y una excelente resistencia a la corrosión química, ya que resiste la acción de ácidos tanto orgánicos como inorgánicos.<sup>74</sup>

### **3.5.2. El titanio como biomaterial**

Las aplicaciones más tempranas como biomaterial del titanio se basaron en los avances realizados, después de la Segunda Guerra Mundial, en los procesos de manufacturado para necesidades militares y aeroespaciales. Se realizaron estudios sobre su biocompatibilidad y resistencia a la corrosión, generándose el interés en el desarrollo de nuevas aplicaciones del titanio para los sistemas médicos, quirúrgicos y dentales, que continúa en nuestros días.

Ya que el titanio puede ser procesado como material del cuerpo del implante, usando procesos convencionales, éste es apropiado para implantes que transmitan cargas y para la fabricación de otros instrumentos. Además, el titanio, puede ser usado para recubrir superficies menos biocompatibles o servir como base de superficies bioactivas. Su uso como biomaterial depende de la formación de una fina capa, 5-20 nm de espesor, de óxidos de titanio, fundamentalmente  $\text{TiO}_2$ , que es compacta,

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TITANIO -**

adherente y protectora. Sobre las características de esta capa de óxido influyen las trazas de elementos y los metales que se alean con el titanio.<sup>74</sup>

A pesar de los estudios realizados, su potencial está aun infravalorado, no existiendo dudas de una mayor importancia, en las generaciones futuras, de nuevos sistemas médicos, incluyendo las aplicaciones tradicionales en odontología, ortopedia y sistema cardiovascular. Del mismo modo el dióxido de titanio disponible en varias configuraciones es un material prometedor como transporte de células y plataforma de tejidos en ingeniería tisular.

Según lo visto en los apartados anteriores, se realizará a continuación una breve explicación de por que el titanio es un buen biomaterial para el uso como implantes en tejido óseo.<sup>187</sup>

### **3.5.2.1. Corrosión superficial**

El medio fisiológico se puede considerar como una solución salina a moderada temperatura, neutra y ligeramente oxidante, condiciones en las cuales los implantes de titanio y sus aleaciones experimentan una tasa de corrosión extremadamente baja; y aunque se someta a medios altamente agresivos, sigue presentando resistencia a la corrosión, incluso superior a otros metales como el acero, tanto *in vivo* como *in vitro*. Esto resulta paradójico si consideramos la alta reactividad que presenta el elemento al oxígeno, formando espontáneamente una capa de óxidos de titanio, termodinámicamente muy estable, pero ésta no avanza hacia el interior del cuerpo del implante, de forma que actúa como una película protectora que aporta la excelente resistencia a la corrosión e inercia química del titanio, permaneciendo estable en el medio biológico, a pesar de que la actividad corporal la puede modificar. Por lo que se puede decir que su alta reactividad le proporciona su alta resistencia. Esta capa de óxido superficial, que se puede modificar de forma controlada por variados procesos, juega un papel importante en la respuesta temprana del tejido hospedador al separarlo del núcleo del implante, reduciendo la difusión de titanio iónico y proporcionando su biocompatibilidad<sup>124</sup>, uniéndose con fuerza grupos hidroxilo y agua al igual que adsorbiendo moléculas orgánicas, y hace que carezca de cargas superficiales, lo que permite la interacción con las biomoléculas y la formación de una capa de fosfato-carbonato-cálcico.<sup>237</sup>

A pesar de la resistencia a la corrosión, ésta puede aumentar al crearse una corriente de corrosión al usarse ciertos materiales dentales como amalgamas en la cavidad oral, provocando cambios de pH y alteraciones en el tejido circundante al implante, algo que no sucede con el uso conjunto de titanio y oro, acero o cromo.<sup>188</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TITANIO -**

### **3.5.2.2. Interacción con proteínas y células**

Se demostró que el titanio es capaz de adsorber rápidamente proteínas desde los fluidos biológicos, éstas pueden ser albúmina, colágeno, fibrina, glucosaminoglicanos, proteínas de complemento, e inmunoglobulina G, entre otras; pero no existen conclusiones sobre la importancia de la formación de esta capa proteica sobre la reacción biológica del titanio, siendo importante en la regulación de la homeostasis cercana al implante, así como en la regulación de la respuesta inflamatoria, y por lo tanto en procesos de reparación tisular a corto plazo.<sup>236</sup>

Del mismo modo también una células, las cuales pueden experimentar crecimiento y diferenciación. Entre los tipos celulares más destacados que se unen al titanio se encuentran las células epiteliales, fibroblastos, condrocitos y células osteogénicas<sup>34</sup>. Los neutrófilos y los macrófagos son los primeros tipos celulares que se unen a la superficie del implante de titanio, y luego estos últimos forman células gigantes de cuerpo extraño. Las células osteoprogenitoras migran al lugar de colocación del implante y pueden diferenciarse a osteoblastos.

Cuando nos referimos a células bacterianas, se vio que tanto los implantes de titanio como el óxido no inhibían el crecimiento bacteriano, algo que sí pasaba con otros metales como el cobalto<sup>113</sup>. En lo relativo a la adherencia de bacterias se vio que el titanio provoca menor adhesión de *Staphylococcus epidermidis* que el vanadio o el acero, y requiere mayor concentración bacteriana que el cobalto o el acero para sufrir infección periimplantar; estas diferencias en lo relativo a la actividad bacteriana representan una ventaja del titanio en situaciones de contaminación moderada, que no se produce cuando la contaminación es masiva.<sup>68</sup>

Los estudios de unión a proteínas y células se realizan tanto *in vitro* como *in vivo*, pero no se ve una correlación clara entre estos, pero son interesantes ambos estudios para conocer los mecanismos de diferenciación celular sobre la superficie del implante de titanio y la influencia de las características de esta.

### **3.5.2.3. Modificación superficial**

Uno de los puntos de interés más estudiado de los implantes de titanio es su superficie, la cual se puede modificar en cuanto a su textura y/o composición química, por métodos que se comentarán en un capítulo próximo.<sup>35</sup>

La modificación de la textura o rugosidad se realiza con el objetivo de mejorar la función biológica del titanio. Ya desde una escala milimétrica se ve su clara influencia en la respuesta mecánica del implante. A nivel micrométrico se realizaron gran cantidad de estudios observándose que existe un amplio rango de rugosidades y texturas, que pueden tener una respuesta importante en cuanto a la unión ósea, a parte del beneficio mecánico. En lo relacionado con la nanoescala, se está



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TITANIO -**

comenzando a investigar con ella pero sin conclusiones firmes pero si prometedoras, al igual que con los diseños en la superficie.

Las modificaciones químicas son igualmente muy estudiadas, se refieren sobre todo al recubrimiento de los implantes con cerámicas bioactivas y vidrios con el objetivo de lograr una unión verdadera al hueso, y de péptidos, proteínas y otras sustancias. Una forma de modificar la composición química es combinar una base con altas temperaturas formando titanato, el cual se vio que puede unirse realmente al tejido óseo de forma parecida a las cerámicas.

#### **3.5.2.4. Cicatrización en el hueso**

El punto de partida para comprender la cicatrización ósea es el proceso inflamatorio. La cicatrización de un dispositivo en el hueso siempre comienza con la lesión, en nuestro caso con el procedimiento quirúrgico de colocación del implante dental, siguiendo una serie de pasos resumidos como la adsorción proteica, actuación de neutrófilos, ataque de macrófagos, formación de células gigantes, liberación de citoquinas, actuación de los fibroblastos y encapsulación por colágeno; estos pasos se dan con todos los biomateriales implantados, incluido el titanio. En algún momento de este periodo inicial, las células precursoras de osteoblastos se diferencian a osteoblastos fenotípicos y coordinan el proceso de mineralización ósea, llegando a conseguirse un tejido óseo muy organizado. Una descripción más detallada relativa a este apartado se realizará cuando nos refiramos a los tipos de unión del implante al tejido receptor en un capítulo próximo.

Pese a ser considerado el titanio un material bioinerte, se confirmó la bioactividad osteoconductiva derivada de un tratamiento químico-térmico y micro-macroestructura específica con unión directa a hueso *in vivo*, e incluso la sorprendente capacidad de osteoinducción del titanio en tejidos muscular sin necesidad de células o agentes adicionales y sin poseer calcio ni fósforo, algo que nunca antes fuera observado, lo que abre la posibilidad de una mayor comprensión de la fisiología ósea.<sup>77, 138</sup>

Comparando el titanio con otros materiales, se ve que los implantes basados en este metal estimulan una mayor producción de proteínas de la matriz ósea y su mineralización al compararlo con cobalto o vidrios; con respecto al oro, este muestra menor cantidad de hueso así como menor porcentaje de contacto óseo. Comparando las aleaciones de titanio con el comercialmente puro, se ve que el comercialmente puro es “mejor aceptado” en el hueso que sus aleaciones.<sup>129</sup>

#### **3.5.2.5. Niveles corporales de titanio en individuos implantados**

La acumulación sistémica, local y remota de iones procedentes de implantes de diversa naturaleza ha sido demostrada tanto en modelos animales como humanos, sugiriéndose que aumenta

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TITANIO -**

con la rugosidad y porosidad de la superficie. Se postulan como vías de diseminación la hematógena, linfática o fagocitada por monocitos a partir de la médula ósea.<sup>167</sup>

En los estudios consultados se vio que los niveles sanguíneos de titanio en pacientes humanos con implantes dentales de titanio porosos no varían si se comparan en el momento preoperatorio y a lo largo de tres años tras su colocación, con una media de 3,2 ng/ml<sup>218</sup>. En conejos con implantes mandibulares se midió también las concentraciones de titanio, entre otros metales, en cerebro, hígado, pulmón, riñón y bazo, observándose niveles muy bajos dentro de la normalidad oscilando entre los 0,5 mg/kg en hígado y los < 0,1 en cerebro, sin importar el nivel de rugosidad del implante<sup>147</sup>. En ratas con inyección intraperitoneal de titanio se observaron agregados intracelulares en el hígado (órgano donde más se acumula), pulmón y bazo derivados de la diseminación activa a partir del peritoneo sin alteración de la salud del animal.<sup>167</sup>

En estudios sobre la liberación local de titanio a partir de los implantes se vio que en ovejas sólo había liberación a partir de los implantes tratados con plasma, no observándose en los lisos ni en los bombardeados con óxido de aluminio<sup>73</sup>. En otro se certificó la difusión local de forma muy limitada a no más de 30 µm.<sup>138</sup>

En cerdos miniatura se observó que la liberación y deposición en el hueso circundante de partículas de titanio ocurre durante la fase de colocación del implante, no observándose más liberación durante los cinco meses siguientes. En el mismo estudio se realizaron mediciones del contenido de titanio en riñones, hígado y pulmón, siendo en este último el órgano en el que más se acumula (136 µg/mg), y en todos los órganos de animales implantados la concentración es significativamente superior a los cerdos control.<sup>209</sup>

### **3.5.2.6. El papel del titanio en dispositivos médicos**

Vistas las situaciones en las que se necesitan el uso de los implantes a base de biomateriales, entre las que se encuentran la aplicación de implantes orales, las características que deben poseer los biomateriales y las características del titanio, no es de sorprender que nuestro metal a estudio sea tan utilizado, y sea el material metálico de elección para implantar en el cuerpo en la mayoría de las aplicaciones, llegando a convertirse en el biomaterial arquetipo de acuerdo con los fundamentos clásicos de inercia, seguridad biológica y acción mecánica, pero sin existir una gran diferencia con otros biomateriales potenciales o reales excepto que aporta mejor rendimiento en un amplio marco de áreas de aplicación, al igual que cuando consideramos todos los factores a tener en cuenta.

Existen otros materiales distintos al titanio que presentan propiedades mecánicas absolutas mejores y más resistencia al desgaste, pero el uso del titanio es fruto de la combinación de todas sus características al buscar el equilibrio ideal, al armonizar la bioestabilidad y resistencia a la corrosión

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TITANIO -**

con la seguridad biológica y la bioactividad en el tejido óseo, características que se pueden modificar con los tratamientos de superficie.<sup>259</sup>

Así esquemáticamente, la utilidad del titanio y sus aleaciones en aplicaciones médicas es debida a.<sup>259</sup>

- la formación espontánea en aire o sangre de una capa de dióxido altamente biocompatible, dando lugar a superficies que pueden permitir el crecimiento directo de tejidos locales,
- resistencia a la corrosión provocada por medios agresivos, lo que es útil en la aplicación de implantes durante largo plazo,
- la capacidad de influir en las reacciones redox en la interfaz con el tejido, por lo que puede regular el comportamiento de células y tejidos,
- la posibilidad de fabricar superficies estructuradas, mejorando la morfología y porosidad en relación con los tejidos receptores,
- 40% más ligero que el acero,
- la ausencia de reacciones alérgicas,
- la mejora sobre el acero y las aleaciones de cromo-cobalto en el caso de que se necesite realizar resonancia magnética nuclear o tomografía computerizada.

### **3.6. OBJETIVOS E INDICACIONES DEL USO DE IMPLANTES DENTALES**

En este capítulo se hará una breve descripción de las indicaciones del uso de los implantes dentales pero, previamente a considerarlas, es necesario citar los objetivos e indicaciones de la cirugía reconstructiva mediante su utilización, todo ello de acuerdo con las bases de la asociación americana de cirujanos orales y maxilofaciales (AAOMS)<sup>1</sup>, con la salvedad de que se refieren exclusivamente al uso en la especie humana pero de las que se extrapola el uso en veterinaria.

#### **3.6.1. *Objetivos terapéuticos de los implantes dentales***

Su finalidad principal es reestablecer la función en el maxilar o la mandíbula total o parcialmente desdentada, de esta derivan los objetivos secundarios de mejorar tanto la masticación como el habla, la deglución y la apariencia, así como conservar el resto de estructuras naturales entre las que se incluyen el lecho óseo, los tejidos blandos y dientes. La meta final se consideraría la restauración completa de todos los dientes perdidos, así como la encía y el hueso, pero no resulta realista, buscándose de esta manera restaurar en cantidad y calidad suficiente de acuerdo con las necesidades particulares de cada paciente.<sup>79</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- INDICACIONES -**

Entre otros objetivos se deben incluir la prevención y limitación del dolor, mejorar la estabilidad de obturadores y prótesis, así como la limitación de cualquier periodo de discapacidad.

### **3.6.2. Indicaciones terapéuticas de los implantes dentales**

Las indicaciones para el tratamiento con implantes orales incluyen una o más de las siguientes situaciones patológicas: disfunciones masticatorias derivadas de la mandíbula y/o maxilar parcial o totalmente desdentados con atrofia alveolar, problemas del habla, problemas de comportamiento o psicológicos, alteraciones neurológicas por compresión de nervios, irritación de tejidos blandos, deficiencias o compromisos estéticos, defectos en tejidos duros o blandos derivadas de cirugía de tumores y/o traumatismos, reacción a materiales convencionales, incapacidad para tolerar prótesis convencionales tanto completas como parciales, y problemas neuromusculares que dificultan o imposibilitan el uso de dentaduras postizas.

Las alteraciones funcionales derivadas de la pérdida dental se ven comúnmente atenuadas con el uso de los implantes dentales y la consiguiente restauración protésica. Entre estas alteraciones se pueden incluir la disfunción masticatoria, errores en el habla, disfagia, dolor secundario a irritaciones crónicas de la mucosa, úlceras múltiples y recurrentes en la mucosa, xerostomía, dolor crónico secundario a neuropraxias compresivas, y fracturas mandibulares patológicas.

Una indicación importante, no citada directamente por la AAOMS, es el uso de los implantes dentales como un anclaje efectivo en tratamientos ortodóncicos, así como también para la osteogénesis mandibular mediante el uso de distractores intraorales.<sup>139, 159, 192</sup>

Resumidamente se puede considerar que la indicación general es usar el implante como una raíz artificial que soporta una prótesis en una mandíbula o maxilar desdentados en diversos grados.

Considerando la existencia de una indicación general, cuando se tengan que usar los implantes dentales, es necesario la realización previa de un protocolo o planificación de tratamiento en el que se evalúen diversos parámetros con el fin de detectar posibles factores de riesgo y contraindicaciones que perjudiquen al objetivo final deseado, esto se expone en el siguiente apartado.

## **3.7. EVALUACIÓN E IDENTIFICACIÓN DE LOS FACTORES DE RIESGO Y CONTRAINDICACIONES**

El uso de implantes se ha ido imponiendo paulatinamente en el mundo de la odontología, sin embargo, ante la imposibilidad de evitar las complicaciones y fracasos, una reconstrucción protésica con ellos no puede ofrecer milagros, por lo tanto el simple conocimiento de los protocolos de terapia mediante implantes es insuficiente para resolver los problemas que se planteen, teniendo así que

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- INDICACIONES -**

valorar a cada paciente como una situación clínica determinada con su particular conjunto de factores de riesgo.

### **3.7.1. Factores de riesgo generales**

Hace años se consideraban casi en exclusiva los factores de riesgo relacionados con la base ósea, por lo que un buen paciente simplemente era aquel que poseía una gran cantidad de hueso y por lo tanto uno malo el que tenía ausencia de base ósea. Con el tiempo, analizando los fracasos, paso a paso, se llegó a una mejor comprensión de los parámetros que permiten un porcentaje alto de éxito en el tratamiento, sumándose a las consideraciones anatómicas aquellas relativas con la salud, la función y la, no menos importante, estética. De ahí que el éxito o fracaso de la terapia implantológica resida fundamentalmente en la capacidad de detectar los factores de riesgo en cada paciente, considerándose como paciente de riesgo aquel en la que la aplicación estricta del protocolo estándar no consigue los resultados esperados. Estos factores de riesgo pueden ser relativos o absolutos, siendo difícil distinguir entre unos y otros, no obstante, una cierta cantidad de contraindicaciones relativas o una absoluta debe guiarnos a una reevaluación del plan inicial, con el fin de obtener una osteointegración óptima.

Visto lo anterior, es totalmente necesario un examen preliminar previo como primer paso al enfrentarse a un paciente candidato a ser tratado con implantes dentales, para hallar contraindicaciones que nos indicarán un planteamiento correcto, con precaución o con gran peligro de fracaso, o factores de riesgo relativos o absolutos; esta exploración clínica constaría de:<sup>93, 189, 247</sup>

- EXAMEN GENERAL:

*Salud general:* Las contraindicaciones médicas absolutas son escasas para la terapia con implantes, sin embargo son similares a las presentadas por la cirugía ósea, por lo tanto hay que considerar patologías generales como pueden ser la diabetes, anemias, osteopatías<sup>70</sup>, inmunodeficiencias, enfermedades cardiovasculares, problemas de coagulación, patologías del desarrollo mucocutáneo, etc. En este punto hay que citar el tabaquismo o alcoholismo, que incrementa los fracasos en un 10%, casi incompatible con los implantes en personas.

*Edad:* Los implantes no deben usarse en pacientes antes del fin del crecimiento, no existiendo un límite superior de edad pero teniendo en cuenta que los pacientes mayores a menudo presentan patologías que desaconsejan su utilización. Con edad avanzada aparecen problemas hormonales, de lo que derivan patologías como la osteoporosis. A nivel histológico, a edades avanzadas se observa adelgazamiento de la cortical ósea, con aumento de espacio entre las trabéculas y osteocitos muertos en lagunas mineralizadas, lo que convierte al hueso en denso pero frágil. Pese a estos cambios, por los datos referidos, se deduce que la edad avanzada no tiene por que afectar

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- FACTORES DE RIESGO -**

negativamente a la osteointegración o en la supervivencia de los implantes dentales, por el contrario existe más riesgo de resorción ósea en áreas desdentadas que en las implantadas. En edades muy jóvenes el uso de implantes puede dar lugar a una oclusión irregular al ocupar espacio de dientes en proceso de erupción.<sup>247</sup>

*Etiología del edentulismo:* Si se perdieron las piezas dentales por un traumatismo, el riesgo implícito de fracaso de los implantes es pequeño. Si el edentulismo está causado por alteraciones oclusales, nos indica un factor de riesgo significativo. Por el contrario, si la pérdida es debida a enfermedad periodontal, antes del inicio de la terapia hay que eliminar los factores etiológicos, ya que representa un riesgo de leve a moderado, si bien tiene poca influencia sobre el proceso de osteointegración si se colocan implantes sumergidos, pero la flora de las bolsas periodontales de los dientes naturales podrían infectar los tejidos periimplantarios provocando mucositis y/o periimplantitis.

También hay que considerar factores psico-sociales en personas.

- EXAMEN INTRAORAL:

Mediante la exploración con métodos clínicos, e incluso histológicos, se tratarán de identificar factores que incidan sobre el éxito de los implantes.

*Presencia de infección local:* Es una contraindicación temporal absoluta para la colocación de implantes, no debiendo realizarse hasta la resolución del problema.

*Palpación intraoral:* se valorará la morfología del reborde de la cresta, profundidad del vestíbulo (la pérdida de profundidad se debe a reabsorción ósea), la pared anterior del seno maxilar y la presencia de concavidad vestibular cerca de la localización de los implantes.

*Reabsorción ósea vertical:* la pérdida de un diente va seguida de pérdida ósea en diferente grado, una discrepancia grande con las zonas contiguas es peligrosa para los tejidos periodontales y periimplantarios, teniendo que resolverse antes con regeneración ósea guiada.

*Espacio entre la cresta ósea y el diente antagonista:* la separación vertical determina la altura máxima de la reconstrucción con implantes.

También se valorarán las relaciones intermaxilares, espacio interoclusal y mesiodistal, así como la producción de saliva.

- EVALUACIÓN FUNCIONAL:

Hay que valorar la existencia de oclusión equilibrada, ausencia de patología temporomandibular, presencia de facetas de desgaste, fuerza masticatoria, bruxismo, parafunción, etc. Ya que a mayor riesgo funcional, más importante es que el número de implantes equivalga al número de raíces sustituidas, de acuerdo con los requerimientos biomecánicos.

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- FACTORES DE RIESGO -**

- **EXAMEN RADIOGRÁFICO:**

Se realizará con el fin de valorar la calidad y cantidad óseas, así como la altura de la cresta, reabsorción ósea vertical, y búsqueda de patologías en maxilares o mandibulares.

- **CONTROL PERIODODNTAL:**

Es de vital importancia asegurarse de la buena salud de los tejidos periodontales antes de iniciar la colocación de los implantes, debido a que los tejidos periimplantarios son susceptibles de infecciones causadas por las bacterias patógenas que residen en las bolsas periodontales alrededor de los dientes naturales.

### **3.7.2. Factores de riesgo biomecánicos**

Comprender la biomecánica de la terapia implantológica hace posible optimizar el plan de tratamiento de cada paciente, con el fin de minimizar el riesgo de complicaciones funcionales y de fracasos, pero actualmente no hay un método científico válido para identificar y evaluar estos factores de riesgo si no es basándose en estudios retrospectivos de un gran número de fracasos y complicaciones.

Se pueden definir diversos tipos de factores de riesgo (F.R.) biomecánicos, de los cuales la presencia de uno sólo no representa contraindicación pero si está unido a otros puede comprometer el éxito, estos son los siguientes:<sup>191</sup>

- *F. R. Geométricos:* Incluyen el número de implantes, su posición relativa y el diseño de la prótesis.
- *F. R. Oclusales:* Las fuerzas se deben transmitir a lo largo del eje del implante. Ha de tenerse en cuenta que los dientes naturales tienen cierta movilidad fisiológica, junto con capacidad propioceptiva, y que los implantes son rígidos y fijos en su posición, por lo que es posible que estos reciban una mayor parte de la carga oclusal con relación a los dientes. Aquí se consideran los contactos laterales durante los movimientos excursivos de la mandíbula y hábitos parafuncionales.
- *F. R. del hueso y de los implantes:* Es importante evaluar la calidad del anclaje de cada implante después de la cirugía, con el fin de determinar un tiempo idóneo de cicatrización antes de cargar la prótesis, y hacer una valoración de la capacidad de carga de cada uno de los implantes. Visto esto, si la estabilidad tras la implantación es deficitaria hay que aumentar el tiempo de cicatrización y protegerse de la sobrecarga, esta ausencia de estabilidad primaria es un factor de riesgo durante el primer año. Del mismo modo hay que calibrar el diámetro del

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- FACTORES DE RIESGO -**

implante a usar, ya que si usamos uno de diámetro menor que el adecuado resulta menos estable y con menor capacidad de soporte de cargas, al compararlo con otro más ancho.

- *F. R. Técnicos*: es necesario un ajuste perfecto entre prótesis e implante.
- *Señales de alarma*: Pueden ser reabsorción ósea por debajo de la primera espira de fijación, aflojamiento o rotura de la prótesis y tornillos o fractura del recubrimiento. Con los sistemas de implantes usados en la actualidad, si hay sobrecarga, normalmente se producirían signos antes de que la complicación acarree a un fracaso, de este modo los signos de alarma no deben pasarse por alto y cuando aparecen se recomienda que se revisen los factores de riesgo biomecánicos con la intención de modificar y reducir o eliminarlos, sino el problema se agravaría y llegaría el fracaso.

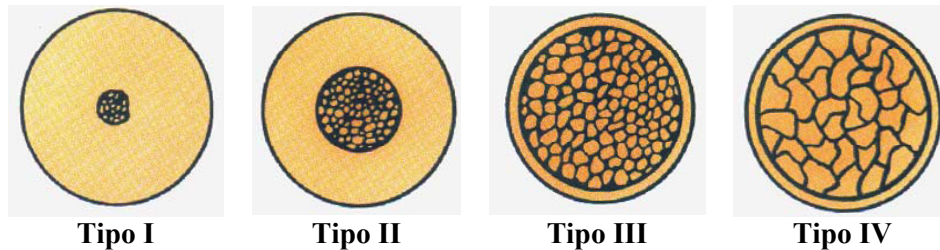
### **3.7.3. Valoración del lecho óseo**

En cuanto al volumen óseo, es necesario distinguir entre el *volumen de hueso disponible*, que es la cantidad de hueso total en la que teóricamente es posible colocar un implante en una determinada región; *volumen de hueso necesario*, referido a la cantidad mínima de hueso requerida para la colocación de la fijación en condiciones funcionales y el *volumen de hueso útil* que es la cantidad de hueso que se puede usar en una situación determinada. Si el volumen útil es menor que el necesario, ha de replantearse el tratamiento y optar por técnicas de aumento óseo.<sup>190</sup>

La medida de la calidad del hueso es complicada de realizar, y varía según la zona quirúrgica, siendo los valores extremos factores de riesgo importantes ya que puede ofrecer escasa estabilidad primaria o favorecer el sobrecalentamiento durante la inserción. Esta calidad ósea se evalúa por medio de dos parámetros: el primero, expuesto por Lekholm, sigue criterios mecánicos de densidad ósea, clasificando el hueso como tipo I cuando es principalmente cortical, II constituido por hueso corticoesponjoso denso, III formado por tejido óseo corticoesponjoso laxo y IV compuesto por hueso medular poco denso sin apenas cortical (ilustración 3). El segundo parámetro es función del potencial de cicatrización, o biología del hueso, habiendo tres escalas, 1, 2 y 3, de mayor a menor capacidad de cicatrización. La decisión terapéutica hay que adaptarla según las distintas combinaciones. Paralelamente a la calidad ósea se ha de considerar el perfil o contorno de las localizaciones receptoras del implante, clasificándose cinco categorías: A (se mantiene la mayor parte de la cresta alveolar), B (resorción moderada), C (resorción avanzada y solo con hueso basal), D (resorción del hueso basal) y E (resorción extrema del hueso basal).<sup>136, 190</sup>



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- FACTORES DE RIESGO -**



**Ilustración 3:** esquema representativo de la calidad ósea.<sup>136</sup>

De acuerdo a la calidad ósea se establecieron una serie de tiempos de osteointegración, siendo para el tipo I de cuatro meses, al igual que para el tipo II, para el III de 10 meses y de 12 para el IV.<sup>98</sup>

### **3.7.4. Contraindicaciones**

Tras la evaluación de los factores de riesgo se debe considerar no usar los implantes dentales, o de usarse, hacerlo con mucha cautela en los pacientes que tengan enfermedades locales o sistémicas que contraindiquen su uso, como por ejemplo las infecciones o tumores orales, enfermedad periodontal activa, diabetes incontrolada, hipertiroidismo, hipertensión, enfermedad renal o hepática, leucemia, bruxismo, inmunodeficiencias, cardiopatías, o malos hábitos de mordedura entre otras. La mayoría de las contraindicaciones sistémicas son relativas. Es necesario resolver estos problemas, si es factible, como paso previo a la terapia implantológica en pacientes que precisen de rehabilitación oral, evaluando las ventajas e inconvenientes.<sup>247</sup>

## **3.8. TIPOS DE IMPLANTES DENTALES**

Existen una gran cantidad de diseños comerciales de implantes dentales que se clasifican en función de la posición y de su forma. En lo relativo a su posición, los implantes dentales, se pueden clasificar básicamente como subperiósticos, transóseos y endoóseos, existiendo otros de menor relevancia como son los intramucosos, los endodónticos y los sustitutivos óseos. A continuación se realizará una breve descripción de los tres primeros sin profundizar en las características concretas de cada modelo.

### **3.8.1. Implante subperióstico**

Existe poca literatura científica sobre este tipo de implantes y sin datos a largo plazo, refiriendo éxitos del 80% a los cinco años con un alto porcentaje de complicaciones. Están indicados para pacientes con la mandíbula y/o maxilar parcial o completamente desdentados, en los cuales existe un lecho óseo deteriorado y atrofiado no apto para colocar un implante endoóseo, no pudiéndose corregir con injertos autógenos o sintéticos, requiriendo unas relaciones dentarias concretas y senos maxilares sanos. Su colocación comienza con el diagnóstico protodóntico, preparación del paciente,

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TIPOS DE IMPLANTES -**

primera fase quirúrgica en la que se toma la impresión ósea y una segunda para insertar el implante sobre el hueso por debajo del mucoperiostio, reteniéndose con tornillos y la posterior reconstrucción protésica.<sup>68, 101</sup>

### **3.8.2. *Implante transóseo mandibular fijo***

Se comenzaron a usar en 1968, consiguiendo éxitos del 91%, refiriendo duraciones en funcionamiento de 21 años. Sólo se pueden usar en la región mandibular anterior. Es una placa ósea ortopédica, fijada con tornillos, con dos o cuatro agujas roscadas que atraviesan todo el espesor mandibular entre los forámenes mentonianos. Están indicados para mandíbulas total o parcialmente desdentadas con al menos 8 milímetros de grosor, en pacientes con buen estado de salud. Se colocan en un solo procedimiento quirúrgico muy traumático que requiere anestesia general, permitiendo la colocación y puesta en funcionamiento inmediata de la dentadura protésica temporal, teniendo que esperar a los cinco meses para la definitiva. Las complicaciones principales son la inflamación gingival y el aflojamiento de los tornillos. El uso de éste, como del anterior, está casi abandonado en la actualidad.<sup>68, 217</sup>

### **3.8.3. *Implante endoóseo***

Son aquellos que van insertados en el hueso, tanto en la mandíbula como en el maxilar, atravesando la cortical proximal a través de incisiones mucoperiosticas, quedando casi la mayor parte del implante en su interior. Se refiere un estudio en el que se clasifican varias categorías de implantes endoóseos: armazón de rama, implante de aguja, implante de disco, plataforma para diente sencillo, plataforma mandibular, bala cilíndrica, cesta cilíndrica, tornillo cilíndrico y aleta cilíndrica<sup>153</sup>, o bien como clavos, agujas, hojas, discos o con forma de raíz<sup>68</sup>, no obstante los más usados son los que tienen forma de raíz basados en titanio, mientras que los otros modelos se utilizan raras veces.

Es el tipo de implante más usado, e investigado, en la actualidad y se puede aplicar en casi todas las situaciones vistas en las indicaciones de uso de implantes dentales.

#### **3.8.3.1. *Implante endoóseo tipo hoja o lámina***

Este modelo de implantes comenzó a desarrollarse con variados diseños desde 1967, estando fabricados fundamentalmente de titanio y sus aleaciones. Su principal indicación es la colocación en zonas con un ancho de hueso escaso que requieren implantes estrechos. Se pueden definir tres partes básicas, que son el cuerpo, el cuello y la cabeza. El cuerpo, insertado en el hueso, es rectangular, con una estructura en rejilla o multiperforada, presentando múltiples diseños, con un ancho de dos

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TIPOS DE IMPLANTES -**

milímetros como mucho. El cuello conecta el cuerpo con la cabeza, que es la parte transmucosa, a la que se acopla la prótesis dental.<sup>89, 217</sup>

Si se realiza una colocación en dos fases se produce un mayor contacto óseo<sup>224</sup>, recomendando cargar el implante a los cuatro meses<sup>217</sup>. Se registraron éxitos del 50% a los diez años, observándose tejido blando y contacto óseo en la interfaz de tres micras de ancho, siendo la rotura del cuello una complicación importante.<sup>241</sup>

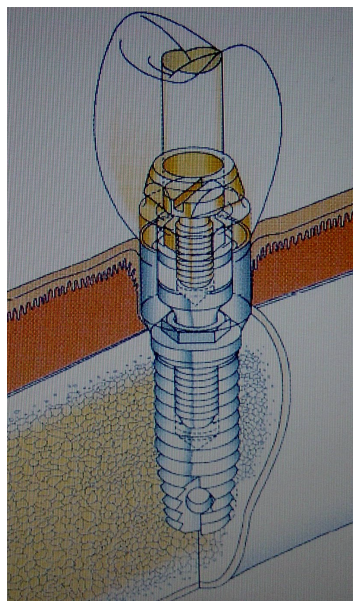
### **3.8.3.2. Implante endoóseo de rama**

Son implantes de una pieza que se asientan bilateralmente en las rama ascendente de la mandíbula y una base anterior en la sínfisis, originando una estructura tripodal. Tras una colocación muy protocolizada en mandíbulas totalmente desdentadas se puede poner inmediatamente en función.<sup>243</sup>

### **3.8.3.3. Implante endoóseo cigomático**

Son implantes largos que se insertan en el hueso cigomático, recomendándose su uso en el caso de una extrema resorción ósea en el maxilar, evitando procedimientos de obtención y colocación de injertos óseos. Tienen el problema de una amplia divergencia angular, por lo que requiere de elementos angulados que permitan la colocación de la prótesis dental.<sup>68</sup>

### **3.8.3.4. Implante endoóseo con forma de raíz**



**Ilustración 4:** representación esquemática de un implante tipo Brånemark de titanio, insertado con sus dispositivos de transferencia y supraestructura cerámica.<sup>68</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TIPOS DE IMPLANTES -**

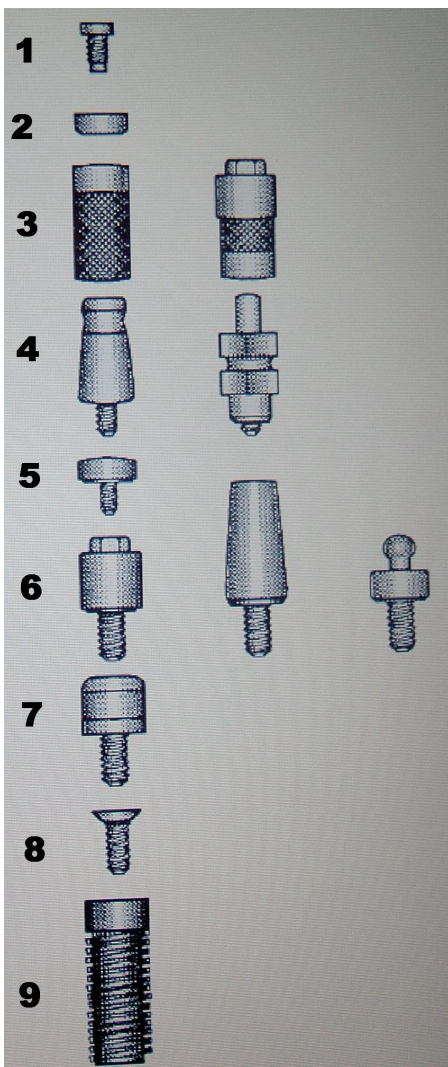
Son el modelo de implante oral más usado en la actualidad y sobre los que más literatura científica existe. Hay una gran variedad de subtipos, clasificándose por diversos parámetros como su composición química, geometría, características de superficie o método quirúrgico de colocación. Casi todos están fabricados con titanio, ya sea comercialmente puro o en aleación Ti-6Al-4V y sometidos a diversos tratamientos de superficie.

En las ilustraciones 4 y 5, se puede ver la disposición, con sus elementos de transferencia y supraestructuras, de un implante con forma de raíz y las distintos componentes de este.

Existen una gran variedad de sistemas de implantes orales comercializados tales como los Brånemark, ITI, IMZ, Calcitek, 3i, Astra<sup>114</sup>, Frialit2<sup>122</sup>, Steri-Oss<sup>171</sup>, Klockner, expansibles<sup>11</sup>; llegando a existir más de 27 sistemas diferentes en el mercado occidental<sup>171</sup>, cada uno de los cuales tienen sus métodos de aplicación e instrumental específico, así como estudios destinados a ensalzar las cualidades de un modelo concreto. Pese a la gran variedad de modelos, un estudio<sup>69</sup> sólo considera válidos científicamente los sistemas Brånemark, Interpore IMZ y el Straumann ITI debido a que poseen estudios serios a largo plazo, algo que no ocurre con otros. El implante Brånemark es un tornillo sólido mecanizado, fabricado con titanio comercialmente puro que se puede aplicar en todas

las situaciones clínicas, ya sea en desdentados totales o parciales o sustitución de piezas aisladas, con resultados de buenos a excelentes, colocándose en dos fases mediante una técnica relativamente sencilla. Es el más investigado y usado de todos los modelos. Los ITI pueden ser huecos<sup>146</sup> o macizos, son de titanio y muchas veces recubiertos con plasma del mismo metal, se aplican en una fase colocándose principalmente en la mandíbula, se pueden cargar inmediatamente. Los IMZ son cilíndricos, de titanio, recubiertos con plasma o hidroxiapatita, con un elemento interno móvil y flexible que actúa como amortiguador, que requiere ser cambiado anualmente, por lo que tiene que ser desmontable, se colocan en dos fases por un método sencillo.<sup>43, 69</sup>

Actualmente los diseños más populares son los roscados o con forma de tornillo (entre los que se encuentran el sistema Brånemark) y los cilíndricos, teniendo cada vez mayor interés los roscados cilíndricos afilados, decayendo el



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TIPOS DE IMPLANTES -**

uso de los implantes huecos como resultado de su menor rendimiento. Se sabe que los implantes ITI de cuerpo hueco muestran una alta tasa de fracasos debido a infecciones y periimplantitis, así como un mayor índice de rotura, cuando se comparan con otros diseños de cuerpo sólido, sucediendo lo mismo con el modelo Core-Vent cilíndrico hueco, estos niveles de fracaso se suponen debidos a que cuando los microorganismos colonizan los orificios es extremadamente difícil tratar la infección por la existencia de espacios muertos derivados del propio diseño<sup>68</sup>. Los implantes modelo Brånemark acumulan la mayor tasa de fracaso en fases tempranas, disminuyendo según avanza el tiempo, mientras que los sistemas ITI o IMZ muestran porcentajes elevados de complicaciones a largo plazo.<sup>69</sup>

1. Tornillo de prótesis o cofia,
2. cofia,
3. réplica: cuerpo del implante y pilar,
4. cofia de transferencia: directa o indirecta,
5. tornillo de higiene,
6. pilar: para tornillo, para cemento, o para anclaje,
7. extensión transmucosa de segunda fase,
8. tornillo de cubierta de primera fase,
9. cuerpo del implante.

**Ilustración 5:** esquema de los componentes protésicos de titanio comercialmente puro de un implante oral endoóseo para la sustitución dentaria.<sup>11</sup>

### **3.9. TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE EN LOS IMPLANTES DE TITANIO**

Tal y como se citó anteriormente, la función biológica de un material viene determinada en gran medida por las propiedades de su superficie, por lo tanto su modificación se considera de gran importancia para la investigación, desarrollo y producción de sistemas médicos, especialmente para los basados en el titanio.

Como resultado de múltiples procesos de fabricación del cuerpo del implante dental, tiene lugar la formación de una capa superficial poco uniforme y bastante mal definida, debido a la oxidación no controlada, contaminación por residuos, deformaciones plásticas por estrés y puntos de fractura, originando una estructura inicial no apropiada para usos médicos, más aun cuando tienen que estar en contacto directo con tejidos. Por lo tanto resulta muy clara la necesidad de tratamientos superficiales para conseguir una superficie final uniforme y aceptable, mediante la eliminación o corrección de los defectos.

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE -**

Aparte de la necesidad de modificación superficial derivada de problemas de fabricación, existe otra razón de gran importancia para justificar el procesado de las superficies de los implantes dentales, que es la necesidad de obtener unas características determinadas con el fin de perfeccionar su función y obtener una respuesta biológica óptima, predecible y deseada, por lo que se precisa modificar la composición química y propiedades estructurales de forma controlada para conseguir los objetivos de acortar el tiempo de cicatrización, obtener una rápida puesta en función, y aumentar la estabilidad e integración de la interfaz tejido-implante a largo plazo<sup>182</sup>. De hecho, se sabe que la formación ósea alrededor de un implante está íntimamente ligada con la composición química, energía y morfología de su superficie, características que controlan las interacciones entre los materiales implantados y el medio biológico por medio de la cantidad y calidad de adhesión celular y por lo tanto regulan el crecimiento tisular, y refiriéndonos a implantes óseos, influyen en la formación ósea y osteointegración. Por lo tanto se requiere un tratamiento adecuado para cada situación.<sup>15, 19</sup>

La rugosidad, o morfología de la superficie, es una de las principales características que se intentan modificar con los tratamientos de superficie, ya que, tal como se verá más adelante, es uno de los parámetros de mayor interés a la hora de conseguir una buena integración del implante, incluso tiene una influencia superior a la composición química<sup>25</sup>. Otros parámetros que se modifican son la composición química, el grosor y morfología de la capa de óxido, así como su estructura cristalina y eliminación de posibles contaminantes.<sup>166, 227</sup>

Visto el párrafo anterior se puede decir que existen dos clases de tratamientos de superficie del titanio, los que modifican la textura y los que modifican la composición química<sup>187</sup>; los que modifican la textura dan lugar superficies que van desde la escala milimétrica a la nanométrica, proponiéndose un amplio rango de rugosidad para la unión ósea, mientras que los que modifican la química buscan una superficie bioactiva que consiga una unión verdadera al hueso. Los distintos tratamientos se pueden combinar entre ellos e incluso entre distintas partes del implante pudiendo conseguir rugosidades similares con distintos tratamientos pero con propiedades estructurales y mecánicas muy diferentes<sup>48</sup>. Cualquiera de ellos pueden ser pasos de finalización o intermedios.

De lo expuesto se pueden deducir los objetivos de los tratamientos de superficie, pudiéndose clasificar en tres categorías:

- limpieza o eliminación de las superficies iniciales,
- modificación de la estructura y topografía de la superficie,
- modificación de la composición y estructura de la capa de óxido o formación controlada de una nueva capa superficial.

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE -**

Antes de entrar de lleno en los diversos métodos para modificar la superficie del implante de titanio<sup>15, 67, 131</sup>, es necesario recordar que es un metal muy reactivo, se oxida rápidamente, su óxido es estable pero no químicamente inerte y que sus propiedades de superficie dependen de las condiciones de procesado, y que la modificación superficial definitiva se produce una vez que es colocado *in vivo*.

### **3.9.1. Métodos físico-mecánicos**

Son métodos que tienen en común el tratamiento, modelado o eliminación de material superficial mediante fuerzas físicas derivadas de la acción de otro material sólido, dividiéndose en métodos de eliminación por corte o abrasión, o la deformación por el bombardeo de partículas. A continuación se citan los tres principales:

- **Mecanizados:**

No es en si mismo un tratamiento de superficie, es más bien de fabricación, sin embargo se puede usar para modificarla. Mediante esta técnica se consigue una superficie con estrías y sin estructura granular. Dependiendo de los parámetros de trabajo los valores de rugosidad superficial ( $R_a$ ) oscilan entre 0,3-2  $\mu\text{m}$ . La capa de óxido es principalmente  $\text{TiO}_2$  e impurezas inorgánicas como Si, Ca, S. Este método se usó con éxito en implantología oral durante bastante tiempo.

- **Desgaste y pulido:**

Son técnicas muy similares, basadas en la eliminación de material por un medio abrasivo duro, siendo más grosera la rugosidad obtenida por el desgaste (1-6  $\mu\text{m}$ ), mientras que por pulido se obtienen superficies muy lisas y brillantes, con  $R_a$  menores a 0,1  $\mu\text{m}$ . Se usan como medio abrasivo  $\text{SiO}_2$ , alúmina y diamante. Causa deformación plástica y contaminación por elementos de pulido.

- **Bombardeo/arenado:**

Se basa en proyectar partículas duras a alta velocidad sobre la superficie del implante, en medio húmedo o seco, provocando deformaciones plásticas localizadas y eliminación de material; por lo que se puede usar como método de limpieza de contaminantes gruesos, como paso intermedio en la modificación de superficie o como paso definitivo. Se usan partículas cerámicas de alúmina, silicio o titanio de diferentes grosores, que dan lugar a diversos grados de rugosidad sin alterar cualitativamente las características electroquímicas. Se usa en aplicaciones biomédicas para desincrustar y para conseguir topografías específicas con superficies rugosas en implantes comerciales. Da lugar a superficies cuyas características dependen de los parámetros de procesado, siendo el más importante el tamaño de la partícula,

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE -**

por ejemplo con alúmina de 25-75  $\mu\text{m}$  se consiguen  $R_a$  de 0,15-1,5  $\mu\text{m}$  frente a los 2-6  $\mu\text{m}$  obtenidos con partículas de 200-600  $\mu\text{m}$ , produciendo una topografía irregular. De forma general a más grosor de partícula más  $R_a$ . También se vio que con igual tamaño el silicio produce menor rugosidad que la alúmina. Provoca contaminación por parte de los compuestos usados (el silicio y el aluminio son citotóxicos), recomendándose limpiarlos tras el tratamiento, si no se quiere modificar intencionadamente la composición, aunque se comprobó que los residuos de óxido de aluminio en la superficie de los implantes de titanio no afectan a la integración en el lecho óseo<sup>176</sup>, así como tampoco producen reacciones alérgicas<sup>238</sup> en pruebas cutáneas.

El bombardeado con alúmina o sílice, proporciona un adecuado comportamiento electroquímico para usar los materiales como implantes dentales.<sup>12</sup>

También se puede bombardear con fosfato cálcico bifásico, lo que da lugar a una superficie sin residuos citotóxicos.<sup>45</sup>

### **3.9.2. Métodos químicos**

Son técnicas basadas principalmente en reacciones químicas que tienen lugar en la interfaz entre una solución y el titanio. A continuación se describen los más usados en investigación de biomateriales derivados del titanio:

- **Limpieza con disolventes:**

Se usa para eliminar contaminantes diversos tras la fabricación del implante, sin intención de modificar el óxido superficial, pero pueden dejar residuos propios. Se suelen utilizar hidrocarburos, alcoholes o cetonas como agentes disolventes, así como diversos detergentes y ácidos con o sin agitación por ultrasonidos. Se considera el uso de HCl con acetona como el mejor tratamiento en esta categoría.<sup>232</sup>

- **Grabado químico húmedo:**

Comprende una serie de técnicas diseñadas con el fin de disolver la capa superficial inicial, tanto el óxido como el metal inmediatamente bajo él. En biomedicina se puede usar para conseguir rugosidad superficial. Su principio de aplicación es el uso de soluciones que reaccionan con el titanio dando lugar a productos solubles; según el pH de estas soluciones el grabado puede ser ácido o alcalino:

- *Grabado ácido:* se utiliza para eliminar costras de óxido con el fin de conseguir una superficie final limpia y uniforme. Como agentes se usan principalmente ácido sulfúrico, nítrico o fluorhídrico, que atacan el óxido de titanio formando hidrógeno y



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE -**

fluorato de titanio soluble. Su efecto depende de parámetros como temperatura, concentración y tiempo; pudiendo tener una topografía muy similar o más alisada que la inicial si fue suave o, por el contrario, ser muy distinta si el ataque fue agresivo. Puede realizarse después de someter al implante a un bombardeo, de cuya combinación resultará una superficie irregular. Deja residuos, tales como el flúor o el hidrógeno, en una capa de  $\text{TiO}_2$ , que se pueden eliminar con calor. Se demostró, recientemente<sup>249</sup>, que ataques ácidos fuertes iniciales con  $\text{HCl}/\text{H}_2\text{SO}_4$ , y la oxidación posterior con calor o con ácido fosfórico da lugar a una superficie bioactiva al formarse apatita tras colocar el titanio en líquido similar al biológico.

- *Grabado alcalino*: es un paso previo para recubrir el implante con apatita, pero se investiga su uso de forma aislada para modificar la superficie. El más común es el realizado con  $\text{NaOH}$  concentrado, combinado con altas temperaturas, formando una capa superficial de gel de titanato sódico de un micrómetro de espesor con una topografía irregular y un alto grado de porosidad submicrométrica, pudiendo producir poros en nanoescala. Este titanato en el medio corporal une grupos hidroxilo, que se pueden combinar con el calcio y fósforo dando lugar a la formación superficial de apatita una vez insertado el implante, pudiendo considerarse que tras el tratamiento se consigue un metal bioactivo<sup>121</sup>. Otra forma de grabado alcalino es la modificacicación hidrotermal, sumergiendo el titanio en una solución de alto pH de  $\text{CaO}$  a altas temperaturas y presiones en autoclave, lo que causa el incremento del espesor de la capa superficial, así como aumento de la síntesis de titanato cálcico, el cual posiblemente provoca la precipitación de apatita en medios y soluciones biológicas.<sup>92</sup>

- **Tratamientos de pasivación:**

Este método es utilizado para conseguir un estado de oxidación uniforme en la superficie del implante, siendo muy recomendable realizarlo para aumentar la resistencia a la corrosión, formando sobre el titanio una capa densa y estable. Se puede realizar de varias formas:

- *Ácido nítrico*: la inmersión en este ácido y su posterior aclarado y secado, que se puede considerar como el último paso de modificación de la superficie antes de esterilizar el implante, no modifica apenas la topografía dando lugar a una capa de  $\text{TiO}_2$  y otros subóxidos, sin aportar más contaminantes.
- *Pasivación por calor*: se usa aire caliente a 400-600 °C, o agua destilada hirviendo, sin causar modificación topográfica ni dejar residuos, a la vez que elimina los subóxidos.

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE -**

- **Tratamientos con peróxido de hidrógeno:**

El peróxido de hidrógeno se sabe que se forma en reacciones inflamatorias y se sugirió que la interacción con las superficies de titanio juega un papel importante en su biocompatibilidad. Ayuda al depósito de apatita al formar grupos hidroxilo.

### **3.9.3. Métodos electroquímicos**

Los tratamientos electroquímicos se basan en reacciones químicas que ocurren en la superficie del electrodo colocado en una solución de electrolitos. Puede usarse la técnica del electropulido o la de la oxidación anódica; en ambas situaciones el implante es el ánodo y al conectar una corriente eléctrica en la solución se produce un flujo de iones que afectan a la superficie según los electrolitos del medio, diferencia de potencial, temperatura, etc.

- **Electropulido:**

Esta técnica de finalización del implante proporciona una superficie muy lisa y brillante de composición uniforme, con una  $R_a$  menor de 10 nm, no soportando deformaciones ni estrés, y con escasos residuos.

- **Oxidación anódica:**

Permite la producción de diferentes tipos de capas de óxido. Se utiliza fundamentalmente para mejorar la capacidad de adhesión del implante, aumentar el grosor del óxido, producir coloraciones y topografía porosa. Dan lugar a rugosidades de 1  $\mu\text{m}$  sobre una estructura porosa en la que predomina el dióxido de titanio.<sup>226</sup>

### **3.9.4. Métodos de vacío**

Incluyen una serie de técnicas basadas en su aplicación al vacío que permiten un mayor control de las condiciones de procesado, especialmente en lo referido a la limpieza.

- **Plasma frío:**

Dentro de estos métodos se incluyen los tratamientos con plasma frío, que a su vez pueden ser de deposición de plasma, que se usa para depositar un recubrimiento desde un blanco sólido o desde una fase gaseosa, o modificación mediante una simple descarga. Para realizarlo, se somete al implante a una corriente de elevada diferencia de potencial en un medio con gas ionizado (plasma) en ligero vacío, provocando un bombardeo por parte de iones energéticos y reacciones de la superficie con el gas, el cual puede ser oxígeno, nitrógeno, vapor de agua o noble. Se pueden formar una gran variedad de superficies, tanto topográfica como químicamente.

- **Implantación de iones:**

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE -**

Se usan para aumentar la resistencia al desgaste de los implantes mediante la incorporación de iones, que son bombardeados con alta energía sobre su superficie, consiguiendo variaciones que no se obtendrían por procedimientos termodinámicos. Se usan principalmente precursores gaseosos,  $\text{Na}^+$  que forma titanato sódico que favorece la formación de hidroxiapatita, o  $\text{Ca}^{2+}$ .<sup>31</sup>

### **3.9.5. Métodos fotolitográficos**

También denominado microfabricación de superficies, por medio de técnicas similares a la elaboración de microcircuitos electrónicos, usando proyecciones con láser, se consiguen tallados muy precisos en la superficie del implante, estos son detectados a nivel celular e inducen dirección por contacto, que proporciona la migración de las células siguiendo los tallados. Se estudió con células epiteliales, fibroblastos, y osteoblastos entre otras, observándose que todas migraban en la dirección de los surcos e incluso se vio que los osteoblastos producían más nódulos de tejido óseo que sobre las superficies lisas; del mismo modo, este desplazamiento controlado evita la penetración de células epiteliales en la interfaz hueso-implante. Este método no altera la estructura cristalina del titanio del mismo modo que no aporta contaminación a la superficie, e incluso la disminuye.<sup>21, 107, 252</sup>

### **3.9.6. Recubrimientos del implante**

A parte de los distintos tratamientos de superficie vistos en los apartados anteriores, hay que citar otros métodos de modificación de la superficie del implante mediante el recubrimiento con distintas capas de materiales o adhesión de ciertos factores biológicos, sin que intrínsecamente impliquen alteración del metal y su capa de óxido, para que este mejore su función en lo relativo a la fijación, disminuyan la corrosión y el desgaste y aporten actividad biológica. Estos recubrimientos han de ser biocompatibles, así como estables mecánica y químicamente, a parte de proporcionar la interacción con moléculas o células en un medio biológico.<sup>239</sup>

- **Capa Sol-Gel:**

Es un sistema cuyo objetivo es recubrir el implante con una capa cerámica, a partir de componentes moleculares en una solución por medio de una reacción de condensación a altas temperaturas. Entre las cerámicas usadas se hallan el fosfato cálcico, biovidrios o zirconia. Aportan mejor integración en los tejidos, tanto en cantidad como en calidad, protegiendo la superficie de desgastes y oxidaciones. De su aplicación se derivan una serie de riesgos como alteración del cuerpo del implante por el proceso cubrición, que hay que valorar junto con los beneficios que aportan, minimizando los primeros con deposición de la cerámica bajo parámetros muy controlados.<sup>178</sup>

- **Deposición de vapor:**

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE -**

Permite el crecimiento de una capa por la reacción entre la superficie del implante y un vapor adyacente, que proporciona un recubrimiento en forma de átomos, moléculas o iones, que se condensan con en la superficie. Aporta características semejantes al plasma frío.<sup>239</sup>

- **Rociado térmico:**

El objetivo de esta técnica es conseguir un mayor grosor de la fase de cubrición. Consta de gotitas de material fundido que son propulsadas hacia el implante, y al contacto con la superficie se enfrían y solidifican, formando un armazón continuo de varias capas con distinto nivel de solidificación, determinando la estructura del recubrimiento y las características morfoquímicas de la superficie. En principio se puede usar cualquier material o combinaciones de materiales que sean estables en estado líquido, destacando la zirconia y la alúmina.<sup>85</sup>

- **Modificación bioquímica, recubrimientos biomiméticos:**

Consiste en el recubrimiento o inclusión de variadas moléculas orgánicas con el fin de permitir el reconocimiento por parte de los fluidos y células del receptor, creando un medio que permitiría una respuesta más cercana a la fisiológica. Estos tratamientos aumentan la biocompatibilidad de la superficie, sin alterar el cuerpo del implante, al formar una capa externa biomimética que regula la función, adhesión, diferenciación y remodelación celular. Las biomoléculas más usadas son péptidos y proteínas de adhesión (colágeno, fibronectina), factores de crecimiento (BMP, TGF), o apatitas, las cuales se pueden incorporar al implante mediante adsorción física o unión química.<sup>49, 53, 193, 205, 261, 262</sup>

- **Nanocerámicas:**

El uso de cerámicas nanofásicas se halla en su estado de investigación, siendo diseñadas y sintetizadas de tal forma que posean estructura química, propiedades topográficas, propiedades mecánicas, así como distribución y tamaño granular similares al tejido óseo. Permiten mayor viabilidad y mejor función que las topografías convencionales. Se investigan fundamentalmente alúmina, titania e hidroxiapatita.<sup>86, 87, 256</sup>

### **3.9.7. Esterilización de los implantes**

Los implantes dentales, tras ser fabricados y debidamente modificados por protocolos estándares, no se deben considerar quirúrgicamente estériles, a pesar de que algunos de los tratamientos pueden eliminar la contaminación biológica, por lo que ha de ser necesaria la esterilización previa a su aplicación en el paciente por medio de los métodos tradicionales o por otros desarrollados específicamente para los implantes, los cuales pueden llegar a afectar a sus

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE -**

características superficiales. La esterilización por medio de autoclave aporta residuos de flúor, sodio y sustancias orgánicas a la superficie, así como aumenta el grosor del óxido; la aplicación prolongada de plasma altera la estructura de la capa de óxido, el etileno contamina la superficie; y según algunos estudios los métodos de esterilización menos agresivos para el implante son el uso de radiación ultravioleta o gamma, o argón, deduciéndose que no existe un método de esterilización estándar o ideal.<sup>94, 157, 237</sup>

### **3.10. COLOCACIÓN QUIRÚRGICA DE LOS IMPLANTES DENTALES**

La intervención quirúrgica para colocar los implantes dentales requiere unas condiciones fundamentales.<sup>68, 173</sup>

1. Esterilidad y asepsia del campo quirúrgico:
  - desinfección de superficies,
  - esterilización de material y tallas,
  - lavado y vestido asépticos del personal quirúrgico,
  - desinfección de la boca del paciente,
  - preparación de un campo estéril.
2. Cirugía predecible y aséptica:
  - sistema y fuente de impulsión de suero y motor,
  - mantenimiento de la temperatura del hueso a niveles fisiológicos,
  - control de la infección manteniendo el campo estéril.

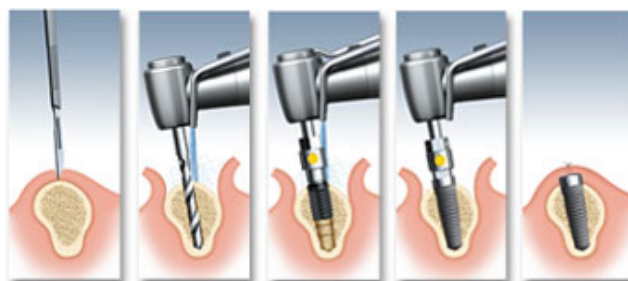
La cirugía ha de ser cuidadosa y seguir unos pasos muy protocolizados, con el objetivo de elaborar un lecho óseo válido para albergar los implantes. Los protocolos quirúrgicos agresivos y traumáticos son una de las causas más importantes de pérdida de anclaje del implante. El calor generado durante la cirugía causa necrosis de las células circundantes, lo que puede evitar permanentemente la integración. 47°C, durante treinta a sesenta segundos, es la temperatura mínima que causa una significativa pérdida de capacidad de cicatrización, mientras que 44°C durante el mismo intervalo de tiempo no causa reducción en la formación ósea, al igual que 40°C durante siete minutos. Un protocolo poco traumático es usar elementos bien afilados a menos de 2000 rpm bajo irrigación continua y uso secuencial de fresas de menor a mayor diámetro. Con respecto a la especie en estudio, en una investigación realizada sobre mandíbulas de cerdos se concluyó que se tenía que preparar el lecho óseo del implante a 2500 rpm para disminuir el riesgo de lesión térmica del hueso<sup>212</sup>. Se refiere un estudio según el cual, aumentando solo las revoluciones o la presión de fresado aumenta mucho la

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES -**

temperatura, mientras que si se aumentan los dos al mismo tiempo no hay un incremento significativo.<sup>6, 78</sup>

Otro factor a controlar es la estabilidad primaria tras la colocación, de forma que se evite o minimicen los micromovimientos durante el periodo de cicatrización del lecho óseo.<sup>68, 141</sup>

Los protocolos quirúrgicos de los sistemas de implantes dentales comercializados definen e indican los pasos que se deben seguir para proceder a la colocación de un implante de esa marca. Pese a la gran variabilidad de situaciones que nos podemos encontrar durante una operación de implantes, se supone que esa pauta estricta se desarrolla adecuadamente. Asimismo, se hacen recomendaciones en cuanto a como debe ser el fresado del lecho óseo, existiendo tantos protocolos de inserción de los implantes como modelos de estos. Sí bien las fresas, las revoluciones por minuto y la irrigación son distintas, todos los sistemas definen una fase inicial de fresado, común para todos los implantes de la marca y una segunda fase de ensanchamiento progresivo del lecho óseo hasta el diámetro final deseado, con el objetivo de lograr un fresado poco traumático para evitar fracturas, calentamiento e infección óseas.<sup>173</sup>



**Ilustración 6:** representación esquemática de la colocación de un implante sumergido.

### **3.10.1. Factores con influencia en la inserción**

Existen un gran número de factores, obviando los factores de riesgo generales, que influyen sobre la técnica de inserción de los implantes dentales, que en su mayoría afectan a la temperatura del hueso en la zona del corte de la fresa.

#### **3.10.1.1. Volumen y calidad ósea**

Hay que tener en cuenta dos conceptos relativos al tejido óseo al enfrentarnos a la colocación de implantes dentales con el fin de planificar el tratamiento del edentulismo, estos son el volumen y la calidad ósea, conceptos comentados en el capítulo relativo a las indicaciones y factores de riesgo del uso de implantes orales.

Si el volumen útil es menor que el necesario, ha de replantearse el tratamiento y optar por técnicas de aumento óseo.<sup>190</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES -**

La medida de la calidad del hueso es complicada de realizar y varía en gran medida según la zona quirúrgica, siendo los valores extremos factores de riesgo importantes, ya que pueden ofrecer escasa estabilidad primaria o favorecer el sobrecalentamiento durante la inserción.<sup>136, 190</sup>

### **3.10.1.2. Instrumental quirúrgico**

El diseño y el uso del instrumental quirúrgico específico para implantar viene determinado por el fabricante. Estos indican el tipo de fresa que se ha de usar, ésta puede tener distintos diseños de la zona de corte activa y del cuerpo, ya sea cruciforme, recto o helicoidal, así como diversos ángulos de ataque, tipo de afilado o diámetro. Del mismo modo, también determinan la secuencia y velocidad de fresado, y el tipo de refrigeración requerida, que varía según el fluido y volumen que se usa, sistema fisiodispensador y la vía de aplicación del refrigerante que puede ser interna o externa.<sup>173</sup>

### **3.10.1.3. Cirujano**

La preparación del cirujano es fundamental para disminuir el grado de lesión del lecho óseo, ya que es el que modula variables como el tiempo de contacto entre la fresa y el hueso, la presión que ejerce sobre ella, y el uso continuo o intermitente. También influye en las variaciones sobre la sistemática quirúrgica. Se sabe que el porcentaje de fracasos es el doble con cirujanos sin experiencia en comparación con los que colocaron cincuenta o más implantes.<sup>78, 173</sup>

## **3.10.2. Técnicas quirúrgicas**

Una vez vistas las consideraciones previas a la colocación de los implantes, se realizará una breve descripción de las técnicas quirúrgicas básicas:<sup>68, 153</sup>

Brånemark propuso originalmente la técnica en dos etapas sumergida. En este procedimiento, el implante es colocado y recubierto con una solapa de tejido mucoperiostico para minimizar la carga durante el periodo de cicatrización. Sin embargo, se requiere una segunda operación para conectar los elementos tranmucosos. Por el contrario, diversos estudios, en distintas épocas, rebatieron los requisitos y dogmas de Brånemark de la cicatrización del implante sumergido sin cargar, indicando que pueden ser no sumergidos e incluso cargados inmediatamente. Así, las técnicas evolucionaron, sin abandonarse nunca la propuesta en los inicios de la osteointegración, hacia protocolos quirúrgicos en una fase con implantes no sumergidos, los cuales son colocados de forma transmucosa, evitando una segunda cirugía para la conexión. Para la técnica no sumergida, la mayoría de los autores, recomiendan un periodo de cicatrización previa a la carga funcional. Los estudios preliminares indican que se consiguen altos porcentajes de éxito con protocolos de una fase, si bien el riesgo de pérdidas prematuras puede ser alto, más aún en zonas con poca calidad ósea. Se requieren estudios

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES -**

comparativos entre las dos técnicas, correctamente diseñados, para poder ser contrastados con claridad.<sup>158, 234</sup>

Generalmente, se considera que es mejor esperar entre tres y cuatro meses en la mandíbula, y de seis a ocho en el maxilar, antes de cargar funcionalmente los implantes, tanto en las técnicas de una como de dos etapas. Sin embargo, existe la alternativa de colocar los implantes en función inmediatamente tras la inserción o a las pocas semanas, con el fin de disminuir inconvenientes para el paciente, como someterse a dos cirugías, con sus dos anestесias, o el uso temporal de dentaduras postizas, así como reducir los costes económicos y los tiempos de tratamiento. Los estudios preliminares indican que se pueden lograr altos porcentajes de éxito, a pesar de un mayor número de fallos a corto plazo con la carga temprana. Para que las tasas de éxito sean mayores hay que conseguir una alta estabilidad inicial, así como evitar cargas incontroladas sobre el implante, para evitar los micromovimientos, permitiéndose un máximo de 100 µm, en la fase de cicatrización y remodelación ósea.<sup>95, 158</sup>

En lo que respecta al momento de colocación del implante tras la pérdida o extracción dentaria, algunos autores abogan por su inserción inmediatamente tras la extracción (implantes inmediatos), con el fin de reducir los tiempos de terapia para conservar la máxima cantidad posible de cresta ósea, así como la anatomía papilar, y orientarlos en una mejor posición. Otros prefieren esperar a la cicatrización de los tejidos blandos, de tres a ocho semanas, antes de colocar los implantes (implantes inmediatos retrasados), mientras otros optan por lograr una cicatrización ósea completa, entre seis y doce meses, antes de insertarlos. En casos seleccionados se lograron éxitos similares entre la técnica inmediata y la diferida, y en algunos estudios, mayores, si bien en la primera pueden ocurrir problemas por estar el lecho óseo previamente infectado, recomendando solucionar la infección antes de colocarlos.<sup>111</sup>

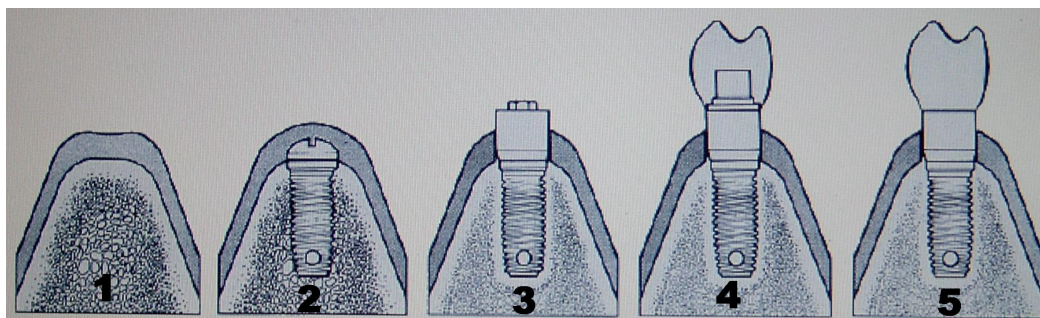
Los protocolos de carga y momento de colocación se pueden combinar de diversas formas según cada situación, por ejemplo la colocación y carga inmediata de dientes aislados permite conservar la integridad de la arcada dentaria y la oclusión.<sup>111</sup>

El abordaje inicialmente descrito para la osteointegración de un implante sumergido comprendía una serie de incisiones amplias en el vestíbulo bucal, que tenían como objetivo la máxima exposición del lugar quirúrgico, así como de las estructuras adyacentes, además de mantener la incisión y las suturas fuera del lugar de la fijación, tratando de evitar el paso de bacterias al lugar de integración del implante. Esta técnica resultaba muy traumática, existiendo secuelas postoperatorias importantes, por lo que se buscaron abordajes más suaves. Posteriormente, se aplicaron otras modificaciones que simplificaron el procedimiento quirúrgico con los objetivos de conservar y



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES -**

maximizar el suministro de sangre alrededor del implante con un recubrimiento adecuado por tejido. La aparición del implante no sumergido, pero descargado, también añadió un aspecto nuevo a la necesidad quirúrgica de un tejido que cubriese completamente la zona de integración.<sup>111</sup>



**Ilustración 7:** representación de las distintas fases en el tratamiento con implantes dentales, equivalentes a las posibilidades de colocación y carga del implante tras la primera cirugía.<sup>11</sup>

(1) cresta de hueso alveolar sin implante. (2) Implante sumergido. (3) Implante no sumergido no cargado. (4) implante cargado con prótesis dentaria provisional. (5) Implante cargado con prótesis dentaria definitiva.

Las técnicas de elevación y aumento óseo, tales como la colocación de membranas, han modificado conceptos en relación a la osteointegración de los implantes, y en muchos casos añaden un procedimiento quirúrgico adicional, refiriéndose estudios que demuestran el éxito de la osteointegración dentro de los parámetros normales. Otros procedimientos de regeneración indican el uso de hueso autógeno obtenido de zonas intraorales, o de puntos lejanos como la cresta iliaca. Los aloinjertos congelados, con la aplicación conjunta o no de membranas, están avanzando en desarrollo, pero aun no se hallan completamente probados. Son técnicas con el fin de expandir los lugares de recepción de los implantes.<sup>111</sup>

El procedimiento para descubrir los implantes que fue descrito como una escisión de tejido eliminado de lo alto del implante se ha modificado también para facilitar encontrar los implantes.

### **3.11. PROTOCOLOS DE CARGA PARA IMPLANTES DENTALES ENDOÓSEOS**

En la boca existen fuerzas muy complejas, ya sean horizontales o verticales, derivadas de la fuerza de la lengua o por oclusión, así como las oblicuas o combinadas que representan direcciones de mordida reales, las cuales pueden causar grandes tensiones que producirían un daño importante al hueso cortical. Estas fuerzas en la dentición natural se amortiguan con el ligamento periodontal hasta un límite, pero cuando actúan sobre implantes este ligamento no existe. Las cargas oclusales se transmiten hacia el implante y el hueso circundante a través del sistema protésico, y una carga excesiva puede hacer fracasar el tratamiento, de hecho causa microfracturas óseas con su

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES -**

correspondiente aflojamiento, e incluso rotura del implante. Para evitar tensiones excesivas, y por extensión, para aumentar su éxito, se deben colocar los implantes con una posición y alineación apropiada. Se sabe que las cargas que soporta un implante manifiestan su mayor tensión en su zona coronal, estas tensiones son menores cuando la fuerza se transmite directamente a lo largo de su eje largo, siendo mayores cuando se haya inclinado, por lo que se deben colocar de tal forma que la fuerza se aplique verticalmente, o por lo menos cerca del eje, desconociéndose el límite de inclinación tolerable.<sup>254</sup>

### **3.11.1. Definición de términos**

Existe en la actualidad confusión<sup>149</sup> acerca de los distintos protocolos de carga de los implantes dentales endoóseos debido al esquema oclusal y la reducción del tiempo de cicatrización, derivada del uso de superficies cada vez más perfeccionadas, por lo que hay que exponer una serie de definiciones relacionadas con la carga del implante:<sup>46</sup>

- **Restablecimiento inmediato:**

La restauración dentaria es colocada dentro de las 48 horas posteriores a la colocación del implante, pero sin entrar en contacto directo oclusal con la dentición antagonista.

- **Carga inmediata:**

La restauración se aplica en oclusión con la dentición antagonista dentro de las 48 horas tras la colocación del implante.

- **Carga convencional:**

La prótesis es acoplada en un segundo proceso quirúrgico, tras un periodo de cicatrización de 3 a 6 meses.

- **Carga temprana:**

La prótesis dentaria es colocada en contacto con la dentición opuesta entre las 48 horas y tres meses posteriores a la inserción del implante.

- **Carga retardada:**

La restauración es colocada en un segundo procedimiento quirúrgico que tiene lugar tiempo después del proceso de cicatrización convencional de 3 a 6 meses.

- **Carga progresiva:**

El implante es restaurado con un contacto ligero inicial y es gradualmente puesto en contacto total directo con la dentición antagonista.

### **3.11.2. Protocolo de Brånemark**

En 1960 Pauwels emitió la teoría de que la formación ósea directa sobre tornillos ortopédicos solo tendría lugar en la ausencia de cualquier fuerza mecánica que actúe sobre las células óseas, y de no ser así, evolucionarían a fibroblastos y condroblastos, por lo que habría que esperar cuatro semanas para cargar la zona de fractura mientras se formaba callo alrededor de las roscas. A pesar de lo anterior, los implantes dentales eran cargados en el momento de su colocación porque se consideraba que la estimulación inmediata del hueso evitaba la pérdida de cresta ósea y se buscaba una interfaz con tejido fibroso.<sup>244</sup>

Por el contrario, Brånemark, desde 1968, buscaba unión directa al hueso mediante el uso de implantes fabricados con materiales biocompatibles, colocados por procedimientos quirúrgicos de dos etapas, asépticos y atraumáticos, sumergidos, sin soportar cargas durante 3 - 6 meses, y realizados por expertos, publicando en 1977 el primer gran estudio a largo plazo sobre implantes dentales colocados en pacientes con una gran reabsorción ósea. Su equipo emitió la teoría de que tiempos de cicatrización insuficientes incrementaban en gran medida el riesgo, tanto de la movilidad inmediata como de la tardía del implante, considerando la carga temprana como un factor crítico. Las justificaciones para el largo periodo libre de cargas (3 meses para la mandíbula y 6 para el maxilar) eran que la carga prematura daba lugar a la encapsulación por tejido fibroso, impidiendo la aposición directa del hueso. Otro argumento era que el hueso necrótico localizado en el borde del lecho óseo tras la colocación del implante no tenía la capacidad de soportar cargas, por lo que se debería esperar a que se reemplazase por hueso nuevo. Otras dos razones emitidas por su equipo fueron que el rápido remodelado de la capa de hueso muerto comprometía la fortaleza del tejido óseo que soporta la interfaz hueso implante, y que la integridad del margen periosteal podría ser amenazada por el minado de la remodelación del hueso adyacente durante las fases tardías de cicatrización. Otras justificaciones, no directamente relacionadas con la carga, eran que el uso de implantes sumergidos se creía que prevenía la infección y la invasión por epitelio de la interfaz.<sup>78, 98, 228, 265</sup>

### **3.11.3. Protocolos de carga prematura**

A pesar de lo emitido por Brånemark, fueron introducidos protocolos que implicaban cicatrización bajo carga. Las investigaciones iniciales obtenían resultados que eran normalmente impredecibles por los escasos conocimientos sobre materiales e implantes, falta de comprensión de los procesos de integración y aspectos mecánicos, pero la aparición de nuevas superficies y un mejor conocimiento de las fuerzas hicieron posible el concepto de carga inmediata. De la investigación en este campo se emitieron principios generales, basados más en la experiencia clínica que en datos científicos.<sup>78</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- PROTOCOLOS DE CARGA -**

El primero en usar la carga inmediata fue Ledermann, en 1979, con implantes macizos roscados y superficie TPS (rociada con plasma de titanio), de una longitud suficiente para que se anclasen bicorticalmente en la porción anterior de la mandíbula, siendo cargados en el mismo día de su colocación. Obtuvo un éxito del 91%, ocurriendo la mayor parte de las complicaciones en el primer año. Se achacaron las complicaciones, sobretudo, a la falta de estabilidad primaria, además de falta de ferulización y escasez de hueso de calidad, entre otras causas. En 1983 Schroeder colocó implantes cilíndricos huecos ITI TPS en la mandíbula y maxilar, a los que sometió a carga inmediata, sin registrarse complicaciones durante veintidós meses, y éxito del 98% a los 48 meses. En 1985, Thomas estudió doce parámetros que influían sobre el comportamiento de los implantes, viendo que el más importante era la calidad del hueso y la rugosidad superficial. En 1986, Babbush, cargando los implantes a los 2-3 días de su colocación, corroboró los estudios de Ledermann, tanto en porcentajes de éxito (96%) como en tipos de complicaciones. Schnitman en 1990 obtuvo peores resultados con la carga inmediata que con la retardada, pero los achacó a la calidad ósea. También, en 1990, Lefkove vio que no existían diferencias clínicas entre implantes sometidos a carga inmediata o diferida si los tratamientos se planifican correctamente, lo que confirma la causas de las diferencias del con el anterior estudio<sup>134</sup>. En 1993, Dietrich, comparando en un mismo trabajo la carga inmediata con la colocación en dos fases, vio porcentajes de éxito a los seis meses de 92% para los cargados y del 99% para los colocados en dos fases, y a los cinco años, de 86% y 94% respectivamente, aseverando que la carga inmediata daba lugar a mayores porcentajes de fracasos. Henry, en 1994, usando una combinación de carga inmediata controlada con un protocolo quirúrgico de una fase concluyó que este era un procedimiento comparable al de dos fases en pronóstico y rendimiento. En múltiples estudios posteriores se registraron similares porcentajes, entre el 80% y 97%, a medio y largo plazo. En 1997, Schnitman, en un estudio con implantes tipo Brånemark, combinando en un mismo paciente fijaciones aplicadas en dos fases con otras aplicadas con carga inmediata, las cuales serían en un principio temporales, descubrió que estas permanecían inmóviles a los seis meses; siguiendo a estos pacientes durante diez años, observó que de los implantes que fueron sumergidos ninguno fracasó, mientras que el 15% de los cargados falló, registrándose la mayoría de complicaciones antes de los seis meses, considerando la calidad ósea el principal factor de supervivencia de los implantes usados; en investigaciones que seguían similar protocolo se observó una íntima aposición ósea similar para implantes cargados inmediatamente y los sumergidos en los mismos pacientes, si bien el nivel de cresta ósea y la estabilidad clínica a los seis meses era inferior en los cargados<sup>145</sup>; estos resultados fueron mejorados, al no observarse diferencias significativas en otros estudios, usando los mismos protocolos. Randow, en 1999, estudiando con implantes modelo Brånemark, en la mandíbula anterior,

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- PROTOCOLOS DE CARGA -**

el efecto clínico de la carga inmediata en comparación con protocolos de dos fases, apreció a los 6 y 18 meses un 100% de éxito en ambos grupos, experimentando los cargados menor pérdida de cresta ósea<sup>186</sup>. En un estudio piloto en el que se comparan implantes unitarios cargados inmediatamente con los aplicados en dos fases, se vio el 50% de fracasos en los cargados, que fallaron dentro de los primeros cinco meses, frente a ningún fracaso de los colocados en dos fases<sup>65</sup>. Respecto al tipo de hueso con implantes modelo Brånemark sometidos a carga inmediata, se vio que en el hueso tipo II no se registraban fracasos, pero si en los tipo III y IV, concluyendo el autor que la carga prematura afecta negativamente a la supervivencia de los implantes, sin existir relaciones entre los fracasos y la cantidad de hueso, localización o oclusión con dientes opuestos, pero si con la calidad ósea. Hruska hizo un seguimiento clínico durante 21 años de 1301 implantes de diversos tipos, y con distintos protocolos, sometidos a carga inmediata viendo resultados satisfactorios de entre 88 al 99%<sup>102</sup>. En otro estudio se observó que el esquema oclusal es un factor clave para el éxito de los implantes sometidos a carga inmediata, siendo el bruxismo el causante del 75% de los fracasos, así como en otros se debería al diseño del implante obteniéndose éxitos del 98%.<sup>78, 98, 228</sup>

De la mayoría de los estudios comentados, y muchos más, se deduce que los implantes dentales de titanio sometidos a carga inmediata pueden conseguir semejantes porcentajes de éxito clínico que aquellos cargados convencionalmente o sin cargar, incluso pueden experimentar un éxito total, si bien se precisan más investigaciones con el fin de determinar con mayor exactitud la influencia los diversos parámetros, (caso clínico, técnica quirúrgica, calidad y cantidad ósea, o tipo de superficie), para poder conocer realmente el periodo exacto de carga según el tipo de implante usado y el tipo de de hueso.

Se puede considerar la carga inmediata clínicamente viable, razonablemente posible y, mientras no se realicen más investigaciones, científicamente discutible.<sup>75</sup>

### **3.11.3.1. Factores de influencia sobre la carga inmediata**

Existen una serie de factores que influyen sobre resultados de la aplicación de la carga inmediata a implantes dentales, estos son dependientes de la cirugía, del hospedador, del implante y de la oclusión.<sup>78, 149</sup>

- **Factores quirúrgicos:** de todos los factores que pueden estar relacionados con la cirugía, el más determinante es la estabilidad primaria<sup>141</sup>, aceptándose movimientos de 150 µm. Cuando esta se logra, y con un adecuado tratamiento protésico, la carga inmediata se convierte en un concepto factible. Si no es lograda, se debe optar por el tratamiento convencional que incluya un tiempo de cicatrización antes de cargar. Así mismo, durante la cirugía se ha de evitar el daño térmico y traumático de los tejidos circundantes. La pérdida de cresta ósea, cuando se

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- PROTOCOLOS DE CARGA -**

colocan adecuadamente, no difiere de los rangos normales, comparándola con protocolos sumergidos.

- **Factores del hospedador:** aquí se incluyen la calidad y cantidad ósea y su capacidad de cicatrización. Un implante colocado en hueso denso es más posible que asegure la estabilidad inicial, y por lo tanto, soportar mejor las fuerzas inmediatas. Se refieren estudios de fracasos del 3% de implantes cargados inmediatamente en huesos tipo I-III, y del 35% en tipo IV. Respecto a su colocación en mandíbula o maxilar o localización anatómica, no se observan diferencias en cuanto al porcentaje de éxito clínico. En lo que respecta a la cicatrización de las heridas, se incluyen los factores de riesgo ya comentados en el capítulo correspondiente. En un paciente sano, el hueso circundante a un implante cicatriza de acuerdo con la cascada de reparación ósea, mediante un proceso de seis semanas hasta la aparición de hueso lamelar, considerándose razonable asumir que la carga inmediata puede implicar ciertos riesgos biológicos debido a que los procesos iniciales están todavía en curso. Pero de hecho, se comprobó, en animales, que la carga prematura incrementa el contacto óseo y permite un remodelado más rápido que cuando se compara con protocolos sin carga, teorizándose por varios autores el concepto de estimulación mecánica del hueso alrededor de los implantes cargados. Así se puede especular que la carga inmediata de los implantes puede acelerar la formación ósea, requiriéndose la estabilidad primaria.
- **Factores del implante:** los implantes roscados tienen una mejor retención mecánica, así como también, distribución de fuerzas, disminuyendo los micromovimientos y aportando estabilidad primaria, los principales requisitos para la carga inmediata, por lo que se recomiendan estos frente a los cilíndricos. Las superficies rugosas y/o bioactivas ofrecen mejores resultados, sin existir grandes diferencias entre los distintos tipos de recubrimiento.
- **Factores oclusales:** se precisa de un control de las fuerzas funcionales para conseguir el éxito con la carga inmediata. Las fuerzas más críticas son las oblicuas y horizontales frente a las verticales menos peligrosas, por lo que hay que evitar las parafunciones. Se recomienda el uso de prótesis provisionales de resina, que se manipularán lo menos posible, con el fin de amortiguar excesos de carga<sup>75</sup>. En cuanto al diseño protésico, es necesaria la ferulización rígida, que permita una correcta distribución de fuerzas, para alcanzar la estabilidad inicial.

#### ***3.11.4. Contraste entre protocolos Brånemark y de carga prematura***

A pesar de que los estudios comentados, que inciden en la supervivencia y estabilidad clínica de los implantes sometidos a carga temprana y/o inmediata, no se nos indica nada de forma clara sobre

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- PROTOCOLOS DE CARGA -**

la integración de estos, por lo que se hicieron y hacen necesarias investigaciones que soporten la teoría de que se puede lograr la osteointegración de los implantes con cicatrización bajo carga. Estas investigaciones comenzaron a finales de los años ochenta del pasado siglo, y en nuestros días aún se siguen realizando, pudiéndose afirmar que sí se logra la osteointegración bajo condiciones de carga. Estos estudios nos llevan a que tratemos de entender porque Brånemark y su equipo consideraban que era necesario un periodo de cicatrización libre de carga.<sup>228</sup>

El principio de retrasar la carga durante 3 – 6 meses, postulado por Brånemark, derivó a partir de situaciones clínicas especiales que englobaban al mismo tiempo varias situaciones: selección de pacientes con escasa calidad y cantidad ósea, escaso desarrollo del diseño de los implantes, uso de implantes cortos, procesos quirúrgicos no optimizados, y ausencia de prótesis diseñadas biomecánicamente. Además era necesario un protocolo muy estricto para garantizar una respuesta predecible, siendo un prerrequisito absoluto la cicatrización sin carga, ya que era una situación comprometida, considerándose un factor de riesgo la carga prematura. Así, cabe lugar a preguntarnos si los métodos de Brånemark pueden ser extrapolados a condiciones más comunes y actuales, en las que se incluyan mejores lechos óseos en cantidad y calidad, protocolos quirúrgicos y protésicos perfeccionados y aplicación de nuevos diseños de implantes.

En comparación, en la actualidad, se registran resultados muy predecibles con otros protocolos, lo que alentó a la reevaluación de una serie de aspectos tradicionales, que dan lugar a la exposición de cuatro razones para su revisión: la primera es que los postulados de Brånemark derivan de condiciones muy específicas; en segundo que la carga *per se* no impide el proceso de cicatrización; tercero, que los implantes cargados prematuramente son capaces de experimentar osteointegración y cuarto, que son también capaces de integrarse clínicamente. Estas conclusiones proceden de diversos estudios iniciados en la década de los setenta.

Lo que primero se revisó fue la necesidad de procedimientos de dos etapas, al demostrarse que el sumergimiento de los implantes no era un prerrequisito para la osteointegración, considerándose de este modo la posibilidad de flexibilizar los procedimientos iniciales y la colocación en una etapa como alternativa viable, a pesar de estar sometidos a cargas superiores que los de dos fases.

En el pasado se consideraba que cargar los implantes demasiado pronto conducía a su fracaso. Contrariamente, en la actualidad, parece que la carga prematura por sí sola no da lugar a la encapsulación por tejido fibroso, siendo más bien causado por un excesivo micromovimiento, con una tolerancia de entre 50 y 150  $\mu\text{m}$ .

Se pueden estimar dos aproximaciones relevantes con el fin de valorar cuan temprano se puede cargar los implantes tras la colocación. La primera es optimizar el periodo de cicatrización,

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- PROTOCOLOS DE CARGA -**

lográndose modular este de acuerdo con la calidad y cantidad del lecho óseo que va a recibir el implante, en hueso de calidad alta cargar antes, así como teniendo en cuenta las características de superficie del implante, pudiendo disminuir el tiempo sin carga usando superficies rugosas y bioactivas, que aumentarían la aposición ósea. En segundo lugar se tratarían de realizar protocolos que reduzcan el micromovimiento del implante mediante prótesis diseñadas biomecánicamente y una correcta selección del paciente para garantizar una buena estabilidad primaria, se comprobó en esta vía, que cuando se mantiene la inmovilidad clínica durante el primer año de función disminuyen los fracasos. Estas diferentes vías requieren ser más investigadas con el fin de lograr una mejor predecibilidad de los protocolos de carga inmediata.<sup>228</sup>

En un estudio sobre la estabilidad de implantes dentales, a los tres meses, con carga temprana y carga convencional se observó que no existían diferencias entre ambos protocolos, pero si entre la localización, mayor en mandíbula, y calidad del hueso, más en el tipo I que en el III. Para todos, la estabilidad, aumentó ligeramente en las primeras cuatro semanas y después más marcadamente. De este se deduce que el protocolo de carga no es lo más importante, sino que es la elección correcta del protocolo para cada calidad ósea buscando una correcta estabilidad primaria, pudiendo obtener resultados predecibles con la carga temprana.<sup>26</sup>

A pesar de los buenos resultados con la carga prematura, no implica que no sea necesaria la cicatrización con protocolos sumergidos en casos especiales.<sup>228</sup>

### ***3.11.5. Revisión de protocolos de carga temprana e inmediata***

Los cambios de los protocolos de carga a lo largo de la historia del uso de implantes orales fueron continuos. Las investigaciones más tempranas se orientaban hacia la consecución de una osteointegración predecible, fundamentalmente en mandíbulas desdentadas, cuando existía hueso suficiente en la localización del implante, más concretamente en las regiones anteriores con hueso denso que facilita el contacto óseo primario, lo que da lugar a una “osteointegración instantánea” y estabilidad inmediata, más aun si se combina con la conexión rígida de los implantes, (Una vez colocado el implante, ciertas áreas de su superficie entran en contacto directo con el hueso, es decir, se “osteointegran”, fase que se denomina contacto óseo primario, que representa el contacto predominante durante las fases tempranas de cicatrización. A medida que ésta avanza el hueso se remodela, apareciendo nuevas áreas de contacto entre el tejido óseo y el implante que dan lugar a un contacto óseo secundario, el cual predomina durante las fases tardías de cicatrización. Este proceso en el tiempo nos ayuda a comprender la aplicación de distintos protocolos de carga). Se vio que la carga inmediata de múltiples implantes en la mandíbula desdentada era un procedimiento satisfactorio, lo que representa un escenario para los protocolos de carga temprana o inmediata que depende de la



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- PROTOCOLOS DE CARGA -**

existencia de tejido óseo de cantidad y calidad suficiente. Los trabajos posteriores se enfocaban al estudio de la integración del implante en pacientes parcialmente desdentados y con un mayor rango de indicaciones clínicas. Los trabajos más recientes tienen por objetivo conseguir una integración rápida con la disminución de los periodos de cicatrización previos a la colocación de la restauración, incluso en la región maxilar posterior<sup>181</sup>. La integración más rápida se logra con la modificación superficial del titanio y con la estimulación de los tejidos circundantes por medio de sustancias promotoras de crecimiento.<sup>228</sup>

Otro escenario de la aplicación de protocolos de carga inmediata o temprana es el de la posibilidad de la rápida formación de tejido óseo alrededor del implante cuando la calidad y cantidad de hueso no es ideal, por ejemplo en situaciones con poca cortical ósea, donde resulta fundamental la capacidad para estimular el crecimiento. El uso de implantes con modificaciones superficiales que incrementan el contacto con el hueso, así como la fuerza de agarre, permiten reducir los tiempos de cicatrización. Con el desarrollo de estas nuevas superficies se convierte en opción viable la aplicación de cargas inmediatas, y más aun las tempranas.

Visto los párrafos anteriores se puede afirmar que los protocolos de carga a corto plazo deben ser enfocados hacia:

1. la cantidad de contacto óseo primario,
2. la cantidad y calidad del hueso en la localización del implante,
3. la rapidez de formación de tejido óseo alrededor del implante.

Así, como una breve conclusión, se puede decir que cuando existe hueso de calidad en cantidad, la carga inmediata es posible, y cuando no, también se puede aplicar cuando la formación ósea ocurra en poco tiempo, asumiendo que el implante se coloca en una cresta ósea desdentada bien curada tras la extracción o pérdida del diente.<sup>46</sup>

Desde el punto de vista de la localización del implante en mandíbula o maxilar en su relación con la aplicación de cargas inmediatas o tempranas, se refieren estudios que indican que el uso de la carga inmediata en la mandíbula desdentada es un procedimiento predecible y bien documentado, por lo que es recomendable su aplicación clínica. Refiriéndonos al maxilar desdentado se puede considerar que la carga inmediata está en una fase experimental pero prometedora, existiendo pocos registros bibliográficos bien documentados<sup>22</sup>, por lo que no se recomienda que sea un procedimiento de rutina en la clínica. Si la mandíbula o el maxilar están parcialmente desdentados los estudios con protocolos de carga inmediata no están bien documentados, y en la mayoría de los casos no existe contacto de

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- PROTOCOLOS DE CARGA -**

oclusión con los dientes opuestos, por lo que no se recomienda su aplicación de forma rutinaria; sin embargo la carga temprana está muy estudiada en esta situación.<sup>46</sup>

A pesar de que los porcentajes de éxito con la carga inmediata, en mandíbula, son comparables a la colocación en dos fases, existen riesgos importantes. Estos pueden ser el desenroscado espontáneo, rotura de la prótesis, sobrecarga, parafunciones, etc. Por lo que se requiere una buena selección del paciente junto con la evaluación de los factores de riesgo.<sup>158</sup>

Como conclusiones de este capítulo se puede enunciar lo siguiente:<sup>78, 98</sup>

1. Con la carga inmediata de los implantes se pueden lograr porcentajes de éxito semejantes a los colocados en dos fases con carga convencional, sin diferencias significativas, si bien los resultados tienden a ser más favorables para la carga diferida.
2. La estabilidad primaria es un factor clave a considerar antes del intento de cargar inmediatamente los implantes. Otro gran parámetro de gran influencia es la calidad del hueso, aconsejándose que este sea de tipo II.
3. Los factores relacionados con la cirugía, el hospedador, el implante y la oclusión pueden influir en el funcionamiento de la carga inmediata. Ni la longitud, ni la localización, ni el antagonista de los implantes, tienen una influencia significativa.
4. Se requieren estudios para poder ampliar el espectro de pacientes, así como trabajos prospectivos y a largo plazo, si bien en algunos casos se puede optar por la carga inmediata.

### **3.12. COMPLICACIONES DE IMPLANTES ORALES**

Antes de hablar de las complicaciones y fracasos derivados del uso de los implantes orales es necesario definir lo que se considera el éxito en implantología, el cual depende de parámetros como la biocompatibilidad del implante, su superficie macro y microscópica, el estado de los tejidos receptores, la técnica quirúrgica, el diseño protético y la carga, entre otros; proponiéndose criterios de valoración, como por ejemplo la pérdida de cresta ósea, movilidad, apariencia radiográfica, dolor, infección, etc<sup>219</sup>. Se admite, por norma general, que para que un implante se considere satisfactorio ha de experimentar osteointegración, pero el resultado óptimo se basa, además del óseo, en el tejido epitelial y conjuntivo, tejidos blandos de los que depende la formación de un sello que evite la migración del epitelio y bacterias en profundidad hacia la interfaz hueso-implante<sup>99</sup>, incluso no hay diferencias a este nivel con respecto al diente natural si se mantiene un buen control<sup>122</sup>, por lo que considerar únicamente la osteointegración como éxito es inadecuado, pero necesario, para valorar el implante en su globalidad. Así se puede considerar un implante satisfactorio si se obtienen las demandas requeridas previas a su aplicación en lo relativo a la función mecánica masticatoria,

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COMPLICACIONES -**

fisiología tisular (osteointegración, mantenimiento óseo, ausencia de inflamación), y los no menos despreciables factores psicológicos en personas. Por lo tanto se puede definir el fallo del implante en primera instancia como que el rendimiento medido cuantitativamente está por debajo de unos niveles aceptables, siendo el último criterio la ausencia de osteointegración. De esta forma, el fracaso también se puede considerar como el grado máximo de complicación pero sin tener que ser irreversible.<sup>60, 68, 257</sup>

Cuando falla el conjunto, el problema se localizará con más probabilidad en el hueso circundante o en la interfaz, siendo pocas veces culpa del implante de titanio, ya que éste es más fuerte y compacto que el hueso.<sup>216</sup>

Tratando ya más concretamente de las complicaciones de la terapia implantar, éstas se pueden clasificar como biológicas o técnicas (mecánicas)<sup>23</sup>. Las biológicas son las que se deben a problemas en la función del implante, caracterizados por los procesos biológicos que tienen lugar en los tejidos que lo soportan, dentro de estas se pueden citar su pérdida tanto temprana como tardía, o reacciones en tejidos periimplantarios. Las técnicas, se refieren a daños mecánicos en los componentes propios del implante y superestructuras.

### **3.12.1. Causas de las complicaciones**

Para valorar la etiología de las complicaciones de la terapia con implantes orales, es necesario diferenciar entre los casos malogrados temprana o tardíamente, siendo los primeros consecuencia de uno o varios factores etiológicos como infección, contaminación del implante, cirugía traumática o problemas de cicatrización, provocando que la osteointegración no llegue a acaecer; mientras que las tardías se desarrollan como consecuencia de patologías que interfieren con el equilibrio tanto biomecánico como biológico, dando lugar a la pérdida de la osteointegración que se lograra con anterioridad<sup>60, 68</sup>. Para disminuir las complicaciones es necesario realizar un buen planteamiento terapéutico, aclarando objetivos y factores de riesgo presentes, basándonos en la prevención, lo que resulta más productivo que las operaciones de reparación.<sup>151</sup>

- **Etiología quirúrgica:**

Se requiere de un equipo con experiencia para realizar una correcta colocación de los implantes, con el fin de minimizar las complicaciones tempranas de inestabilidad inicial, sangrado excesivo, perforación de senos, embolismo gaseoso, fracturas óseas y lesiones en ramas nerviosas, entre otras. Estas deben ser evitadas con una cirugía bien programada, usando implantes con el mayor diámetro posible<sup>127</sup>, precisa, estéril, atraumática y con un adecuado control de la temperatura generada durante todo el proceso de inserción<sup>90, 221</sup> y, cuando se detecten, resolverlas en el mismo acto<sup>240</sup>. Aquí se deben considerar las elevaciones del pH y formación de corrientes

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COMPLICACIONES -**

eléctricas al usar el titanio en combinación aleaciones metálicas de uso dentario, lo que influye en la remodelación y cicatrización ósea<sup>188</sup>. Del mismo modo si se realizan los tratamientos del implante, previos y durante la cirugía, de forma estandarizada y cuidadosa, no se espera que estos sean la causa del fallo.<sup>13</sup>

- **Infección de tejidos perimplantarios, placa bacteriana:**

En la superficie del implante, una vez que penetra la mucosa y es expuesta al medio oral, se desarrolla una biocapa de microorganismos que puede dar lugar a la inflamación del tejido periimplantario, y causar, ocasionalmente, la destrucción de las estructuras de soporte del implante. Se demostró que la microbiota asociada a los tejidos periimplantarios sanos es similar a la de los dientes sanos, del mismo modo, es similar la flora de tejidos enfermos alrededor de los implantes que la existente en periodontitis sobre dientes naturales.<sup>93</sup>

La infección suele ocurrir en fases tempranas tras la inserción, aunque puede suceder en cualquier momento, de hecho si se permite la acumulación de placa alrededor del implante, se desarrollará inflamación gingival, y si se deja avanzar, dará lugar a destrucción ósea más rápidamente que si fuese un diente natural<sup>60</sup>, existiendo una relación directamente proporcional entre el índice de placa y las complicaciones.<sup>248</sup>

Se puede ver influenciada por algunas características del implante, como es la rugosidad superficial en su parte transmucosa, a más rugosidad más acúmulo de placa y por lo tanto más riesgo de perimplantitis, pero no pueden ser zonas pulidas debido a que perjudica la unión con la encía dejando vía libre al paso de bacterias, por lo que hay actuar según cada situación.<sup>183</sup>

En cerdos con perimplantitis se vio que las bacterias presentes van desde gram negativas anaerobias obligadas a gram positivas facultativas, viendo fundamentalmente estos últimos en encías sanas.<sup>183, 99</sup>

Como datos estadísticos, se cita este problema en un 45% de los estudios con un rango de incidencia que oscila desde el 0,3% en terapia de un solo implante al 6,5% en prótesis parcial fija.<sup>23</sup>

La periimplantitis, complicación biológica, se trata mediante la eliminación de los potenciales reservorios bacterianos, antibioterapia, descontaminación de la superficie, procedimientos regenerativos y combinaciones.

- **Factores oclusales:**

- *Sobrecarga oclusal:*

Resulta evidente que una de las diferencias entre los dientes naturales y los implantes es la incapacidad de estos de regular la sobrecarga oclusal, dando lugar a complicaciones

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COMPLICACIONES -**

biomecánicas, debido a la ausencia del ligamento periodontal y la consecuente falta de mecanorreceptores, aun supliéndose parcialmente por receptores del oído interno, de la articulación temporomandibular y de la fibras musculares.

Este tipo de complicaciones ocurre normalmente en el primer año tras su entrada en función y tiene como consecuencias desde el aflojamiento a la rotura del implante o componentes de la prótesis. Incluso se sugirió que el fracaso tardío de la osteointegración se debe a la combinación de la sobrecarga con escasa calidad ósea. Para prevenirlo, se recomienda la colocación de elementos resistentes y amortiguadores en la supraestructura del implante.<sup>60</sup>

*- Sobrecarga de flexión:*

Las cargas centrales tienden a provocar la remodelación del lecho óseo de forma homogénea y uniforme, frente a las cargas excéntricas que dan lugar a mayores momentos de flexión, y así estimulan un remodelado más dinámico; pero en contra, si estos momentos resultan muy elevados, se provocan complicaciones mecánicas y biológicas.

Al igual que el anterior, puede causar el fracaso tardío de un implante previamente integrado, previniéndose mediante la colocación de más implantes y con un buen diseño protético.<sup>60</sup>

- **Hábitos parafuncionales:**

La parafunción se puede definir como una función no fisiológica, la más común es el bruxismo, pudiendo causar complicaciones mecánicas y biológicas como fatiga del tornillo del pilar o resorción ósea si ocurre sobre los implantes, incluso alrededor de los ya integrados.<sup>60</sup>

En los animales de experimentación han de tenerse en cuenta y son difíciles de controlar, y además del bruxismo se considerarán hábitos de pica o mordida de comederos, barrotes u otros elementos del local alojamiento del animal.<sup>168</sup>

### **3.12.2. Características del implante con complicaciones**

Existen una serie de características que nos indican la complicación de un implante:<sup>60</sup>

- **Pérdida de la cresta ósea:**

El mantenimiento de la cresta ósea es básico para asegurar el éxito a largo plazo, pero su disminución es algo normal durante el proceso de adaptación en el primer año de puesta en función, considerándose aceptable una pérdida entre 0,4 y 2 mm, y después de este primer año, la disminución de 0,03-0,1 mm al año<sup>184, 248</sup>, teniendo que evitar una pérdida excesiva para minimizar las complicaciones.

## **- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -** **- COMPLICACIONES -**

Según estudios referidos por Duyck<sup>60</sup>, se demostró que las zonas óseas sometidas a menor estrés por los implantes se corresponden con las áreas de disminución de cresta ósea, de lo que se deduce que la pérdida de tejido óseo se relaciona con la atrofia por falta de uso, de ahí que se requiera una estrecha unión hueso implante para facilitar una transmisión óptima de las fuerzas, pero también refiere de otros estudios que la disminución de la cresta se relaciona con zonas de excesivo estrés. En lo relativo al posicionamiento del implante, se vio mucha más disminución cuando se inserta por debajo del nivel óseo que si no llegamos a él.

El hueso marginal se va perdiendo durante la fase de cicatrización sin carga, siendo más marcada esta pérdida en el maxilar frente a la mandíbula, ya que el primero posee mayor aporte vascular y mayor porcentaje de tejido esponjoso. Destaca la situación de que el nivel del hueso marginal se mantiene cuanto más cerca del implante está, disminuyendo a medida que nos alejamos, lo que nos indica que influye en la remodelación ósea a su alrededor.<sup>225</sup>

- **Encapsulación en tejido fibroso:**

La formación de una cápsula fibrosa alrededor del implante es un signo de ausencia de integración eficaz, considerándose esta como tejido cicatricial no deseable. Se puede denominar fibrointegración y es en si una de las principales complicaciones.<sup>99</sup>

- **Movilidad del implante:**

Es un signo ambiguo, ya que para algunos autores consultados, la simple presencia de movilidad indica complicación, y para otros, un implante correctamente integrado no es inmóvil debido a que la naturaleza de la interfaz hueso-implante permite cierta oscilación dentro de un rango óptimo de hasta 0,1mm.<sup>42</sup>

- **Periimplantitis:**

Sus síntomas son la inflamación, aumento de la profundidad al sondaje, movilidad excesiva, sangrado y supuración. Los parámetros para evaluar el tejido periimplantario se basan en los índices periodontales por analogía clínica, microbiológica e histológica, por lo que hay que considerarlos con cautela.<sup>84, 184</sup>

- **Problemas mecánicos de los componentes del implante:**

Incluyen aflojamiento de los distintos elementos de la estructura completa del implante a consecuencia de la fatiga, pudiendo incluso fracturarse, al estar sometidos continuamente a cargas fisiológicas más que por causa de sobrecargas puntuales.

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COMPLICACIONES -**

### **3.12.3. Diagnóstico de las complicaciones**

Tal como se citó anteriormente, las pruebas clínicas para evaluar los implantes son similares, salvando las diferencias, a las usadas en el estudio del periodonto alrededor de los dientes naturales.<sup>68</sup>

- **Evaluación radiográfica:**

La evaluación radiográfica es la técnica más usada para valorar la interfaz hueso-implante durante los periodos de cicatrización y función de la fijación.

La realización seriada nos permite un seguimiento de la disminución la cresta ósea. La ausencia de radiolucidez por si sola no nos permite probar que el implante se halle establemente integrado, pero cuando está presente sí se confirma el fracaso del implante.

Un implante clínicamente estable se halla en íntimo contacto con hueso radiográficamente normal, del mismo modo se ve una pequeña capa radiolúcida a su alrededor si presenta movilidad de una anchura similar al ligamento periodontal, por lo tanto el aspecto radiológico de la zona perimplantar es básico para emitir un pronóstico, de todas formas puede suceder que implantes osteointegrados muestren pérdida progresiva de hueso, indicándonos que la fase de equilibrio a veces no se obtiene.

En cuanto a la arquitectura del tejido óseo en regiones osteointegradas, es de trabéculas horizontales relacionadas con la superficie del implante, radiando desde el borde de sus roscas, formando una fina capa cortical que lo engloba en un diez por cien de los casos. Sea como sea, se ve hueso de densidad incrementada varios milímetros alrededor de la fijación, aumentando esta con el tiempo.<sup>225</sup>

- **Sondaje y nivel de unión:**

Es un parámetro ligado a la calidad de los tejidos blandos y su adhesión al implante, e indirectamente al nivel de hueso marginal. Se halla influenciado por el diseño y superficie del implante, así como por la técnica de sondaje. Durante su realización se puede detectar supuración y sangrado. Hay que tener en cuenta que en los dientes naturales, las fibras de tejido conectivo se insertan en el cemento, mientras que en los implantes no hay evidencia de su inserción y se disponen paralelas a este, por lo que los valores son difíciles de interpretar, y no se pueden comparar directamente con un diente sano.<sup>93</sup>

- **Movilidad / estabilidad:**

Las pruebas clínicas para valorar la movilidad son útiles para estimar la estabilidad en el tiempo. Se puede realizar manualmente o con instrumentos de presión de forma subjetiva, o mediante sistemas tecnológicos como el Periotest®, o el análisis de la frecuencia de resonancia. Nos sirve como medición de la formación ósea y de la dinámica de la osteointegración.<sup>42, 93</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COMPLICACIONES -**

- **Otros:**

Se incluyen la oclusión dental, cultivo y aislamiento para detectar bacterias patógenas y actividad de la enzima proteolítica neutra a partir del fluido crevicular.

### **3.12.4. Principales complicaciones**

Vistos en los anteriores apartados la etiología, características y diagnóstico de las complicaciones en implantología oral, en este se citarán brevemente algunos de estos problemas, aportando frecuencias porcentuales sobre el total de implantes que se coloquen mediante técnicas rutinarias, en su inmensa mayoría con modelos Brånemark.<sup>23</sup>

- Pérdida del implante antes de la carga: la menor frecuencia de este problema se da con sustitución de una sola pieza dentaria (0,7%) y la máxima al combinar el uso de implantes con procedimientos para aumentar la cresta ósea (7,5%), oscilando para el resto de los casos con técnicas de rutina alrededor del 2,5%.
- Pérdida durante su funcionamiento: la sufren el 2-3% de implantes que soportan prótesis fijas y el 5% si se usan removibles. Al igual que la anterior complicación, el menor índice de problemas se da el sustituir una sola pieza y el mayor cuando se usan métodos de aumento de la cresta ósea.
- Alteraciones sensoriales: como consecuencia de la afectación de ramas periféricas del trigémino, causando neuralgia o dolor que puede ser temporal o crónico, y parestesia labial entre otras<sup>54</sup>, oscila según diferentes estudios desde el 1 al 19%.
- Problemas de tejidos blandos: Incluyen inflamación excesiva, hiperplasia, supuración y fístulas, registrándose porcentajes bajos hasta el 0,3%, siendo los menores para la carga temprana/inmediata (0,09%).
- Periimplantitis: diagnosticados en base al nivel de unión, sondaje y estudio radiográfico, oscilando entre 0,3% de una sola pieza y 6,5% de prótesis fijas parciales.
- Pérdida de cresta ósea: considerando la complicación la pérdida de 2,5 mm, o más, los porcentajes de aparición van desde el 1% en dentaduras parciales fijas o unidentarias a 4,8% en completas.
- Rotura del implante: es una complicación bastante rara, ocurriendo en el 0,1% de los casos. Incluimos aquí la deformación en forma de seta.<sup>24</sup>
- Alteración de los componentes y supraestructuras: Incluyen aflojamiento o rotura de tornillos<sup>221</sup>, deformaciones del puente...



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- COMPLICACIONES -**

- Otras: el uso de implantes orales también puede causar fracturas por estrés en la mandíbula<sup>200</sup>, erupción patológica y alteración morfológica del germen dentario si se colocan en mandíbulas o maxilares en crecimiento y cerca de estos<sup>211</sup>, osteomielitis en el vértice<sup>177</sup>, etc. En otro ámbito de complicaciones se pueden encuadrar tumores locales, detectándose titanio en el osteoide de osteosarcomas, o sistémicos.<sup>218</sup>

### **3.13. TÉCNICAS DE ANÁLISIS ÓSEO EN IMPLANTOLOGÍA**

La investigación en biomateriales de implantación o reemplazo óseo experimentó una expansión considerable durante los últimos diez años. Para soportar las cargas el implante se debe integrar en el hueso, por lo que el material del implante debe poseer ciertas características vistas con anterioridad. Estas han de ser evaluadas por distintos medios, con el fin de conseguir una aplicación segura y predecible.<sup>108, 169</sup>

Las propiedades del titanio como biomaterial se hallan muy contrastadas, por lo que uno de los objetivos de la investigación en implantología oral es ver el comportamiento de los tratamientos de superficie que se van desarrollando, comenzando con el análisis de esa superficie, siguiendo con la respuesta de cultivos *in vitro* a esa superficie, que nos orientaría sobre sus posibilidades futuras, y llegando a los determinantes ensayos *in vivo* para el análisis de la interfaz hueso-implante por diversos métodos histológicos, como pasos previos a la aplicación clínica.

Los métodos *in vitro* incluyen el uso de cultivos óseos, osteoblastos fetales de rata, células primarias del estroma, líneas celulares transformadas o no y líneas osteoblásticas inmortalizadas. Con ellas se trata de estudiar la diferenciación de células osteogénicas y la formación ósea. Como marcador de respuesta, y diferenciación, se usa principalmente la fosfatasa alcalina, que se expresa en gran cantidad en los osteoblastos, hallándose implicada en los procesos de mineralización; otros que se suelen usar son el colágeno tipo I, osteocalcina, osteonectina, osteopontina o glicoproteínas. Los métodos *in vitro*, tienen una serie de problemas que hacen que sus resultados no se puedan extrapolar directamente a situaciones *in vivo*, lo cual no significa que no sean útiles, por lo tanto se precisa el desarrollo de modelos *in vivo* que permitan evaluar la toxicidad del material, así como su eficacia en aplicación terapéutica (por ejemplo la inducción de la formación ósea), y que también permitan el examen de la osteointegración.<sup>169</sup>

Las pruebas de respuesta del tejido óseo a los implantes se desarrollan insertando el material en hueso cortical o esponjoso de animales de experimentación. Su localización depende del uso final del implante. Para analizar la respuesta, se pueden usar técnicas de microscopía óptica así como electrónica. Los métodos ópticos son útiles para proporcionar información sobre todo el área a estudio,

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TÉCNICAS DE ANÁLISIS -**

mientras que la de transmisión solo nos vale para una pequeña parte de su superficie. Algunas técnicas de barrido, con RX, nos darían información sobre la composición química en la interfaz. Así, teniendo en cuenta las restricciones de la microscopia electrónica, la óptica es todavía el mejor método para valorar la respuesta del tejido al material del implante.<sup>108</sup>

### **3.13.1. Análisis histológico**

La histología está normalmente en la vanguardia de los análisis de la respuesta ósea en implantología oral, porque los métodos de exploración no invasivos carecen de resolución y son, a menudo, costosos, y los métodos bioquímicos no proporcionan información sobre la topografía.<sup>2</sup>

Tras la colocación de un implante en el tejido óseo, tiene lugar una serie de acontecimientos biológicos continuos, sobre los cuales una preparación histológica sólo representa un momento concreto de esa respuesta biológica. Por lo tanto el método a usar ha de proporcionar información adecuada sobre el progreso y el estado actual de la interfaz, para lo que existen varias técnicas simples.<sup>108</sup>

- **Microscopia óptica subjetiva:**

Nos proporciona una descripción de la respuesta tisular, mediante la valoración de la posición del implante, la estructura ósea, respuesta tisular (células inflamatorias, macrófagos,...), respuesta de la interfaz, así como problemas relacionados con el implante (fractura, resorción,...).

- **Marcaje fluorocrómico:**

El marcaje fluorocrómico se basa en que ciertas sustancias se unen directa y específicamente a la hidroxiapatita por quelación con el calcio, sucediendo esto cuando se deposita hueso nuevo. Resulta muy útil para obtener información sobre el inicio del proceso de formación ósea, tanto en la superficie del implante como en cualquier otra zona, así como de la actividad de remodelación alrededor del implante. Los marcadores se administran al animal por variadas vías a diversos tiempos.

- **Microrradiografía:**

Es un método mediante el cual las secciones preparadas para microscopia óptica son examinadas con rayos X. Proporciona información sobre el progreso de la actividad reparadora y de remodelación ósea alrededor del implante. Tiene poca resolución, y tras la aparición de la microtomografía asistida por ordenador, se halla en desuso.

### **3.13.2. Análisis histomorfométrico**

Para una adecuada evaluación del implante debe realizarse la histomorfometría cuantitativa, en la que se pueden examinar varias áreas de interés:<sup>108</sup>

- *Implante*: valorar la estabilidad o degradación y comportamiento del material.
- *Tejido circundante*: la zona remodelada del hueso o del tejido blando que rodea el implante se considera como reacción inflamatoria y/o curativa en respuesta al trauma quirúrgico y la presencia continua del implante.
- *Interfaz*: es la zona directamente adyacente a la superficie del implante. La naturaleza de esta, viene determinada por las propiedades físicas, químicas y biológicas del biomaterial.
- *Tejido intersticial*: es el tejido que crece dentro de los poros de un implante poroso.

Considerando estas áreas de interés, se pueden usar varios parámetros para describir la estructura del hueso que está en contacto con el implante. Estos han de ser lo más simples posibles para proporcionar la información requerida, aunque existe un amplio arsenal de métodos analíticos para evaluar los tejidos circundantes al implante:<sup>108</sup>

- **Escalas de clasificación histológica:**

Se puede considerar la realización de escalas histológicas como la primera evaluación histomorfométrica, asignando puntuaciones a las características semicuantitativas y cualitativas de la reacción ósea, de la interfaz y del intersticio a distintos niveles del implante. Resulta algo subjetivo, y requiere un consenso previo sobre la apariencia histológica de variadas situaciones.

- **Análisis cuantitativo de la interfaz:**

Con la valoración cuantitativa de la respuesta se trata de evaluar, mediante el uso de analizadores de imagen informáticos, por conjunto o independientemente, alguno de los siguientes parámetros:

- *Porcentaje de contacto óseo*: es el porcentaje de la longitud del implante que se halla en contacto directo con el tejido óseo. Aporta información sobre la fijación del implante en el hueso y del efecto de las propiedades fisicoquímicas, así como del protocolo de carga sobre la reparación ósea.

Resulta intuitivo que los implantes con un mayor porcentaje de contacto óseo sean los de mayor éxito, sin embargo este contacto oscila entre el 50% y el 90% en implantes clínicamente válidos. Los implantes en hueso vital nunca tienen toda su superficie en contacto con tejido óseo, ya que el proceso de remodelación hace que existan cavidades de

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TÉCNICAS DE ANÁLISIS -**

resorción. Algunos autores indicaron que tan solo se necesita un contacto del 10% para un adecuado anclaje.<sup>105</sup>

- *Densidad ósea*: porcentaje de relleno óseo en áreas predeterminadas alrededor del implante. Nos proporciona idea del grado de compatibilidad e integración del implante bajo determinadas condiciones.

### **3.13.2.1. Procesado histológico**

Existen varios métodos de histomorfometría ósea, entre los que se encuentran los físicos, los histológicos y los microanatómicos.<sup>2</sup>

Los métodos físicos nos darían información sobre la mineralización del tejido óseo, y casi sólo se usa para diagnosticar osteomalacia.

Para la realización de los métodos histológicos se puede proceder a la descalcificación o no de la muestra, siendo más interesantes para la histomorfometría en investigación de implantes dentales los protocolos sin descalcificar, con el fin de conservar la integridad del tejido óseo y valorar mejor la respuesta. El método más usado, generalmente, para valorar la histomorfometría es la realización de finas secciones de muestra incluida en resina tras su preservación y deshidratación.

Otros procesados para histomorfometría son el marcaje con fluorocromos del frente de calcificación y estudio con microscopio de fluorescencia, o reconstrucción a partir de varias secciones de una misma muestra y métodos microanatómicos para observar la arquitectura trabecular mediante analizadores de imagen en dos o tres dimensiones.

Una de las combinaciones de técnicas más útiles, si no la más, para estudiar la interfaz ósea en microscopio óptico es la inclusión de la muestra sin descalcificar en resinas, preparación de secciones óseas con el sistema Exakt y técnicas de tinción de cortes incluidos en resinas. Dicho proceso se describirá detalladamente en la sección de material y métodos.<sup>8, 57, 83</sup>

### **3.13.3. Otros análisis**

Existen otros métodos de análisis en implantología oral que nos aportarían información sobre la respuesta biomecánica de la interfaz, que no tienen por que relacionarse directamente con la histomorfometría<sup>197</sup>. Se puede considerar el análisis del par de apriete o esfuerzo de torsión así como la fuerza de agarre, que nos daría idea de la estabilidad y unión física lograda en la interfaz. El método de medición directa “indentation testing”, o prueba de la muesca, nos da idea sobre las propiedades mecánicas, representando una ventaja frente a pruebas de microdureza, pero tiene igualmente limitaciones por las propiedades del hueso. La tecnología emergente de “la imagen de dispersión” tiene una gran aplicación en ortopedia dentofacial. Posee el objetivo de evaluar las propiedades

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- TÉCNICAS DE ANÁLISIS -**

mecánicas de la interfaz de los implantes endoóseos, mediante la valoración del contenido mineral óseo, sabiéndose que un leve incremento del contenido mineral aumenta marcadamente la dureza y resistencia, además de poder usarse para análisis cualitativos y de morfología semejantes a la microrradiografía, pero con mayor resolución.<sup>105</sup>

También se puede realizar la reconstrucción tridimensional del bloque implante hueso con analizadores de imagen, lo que da una idea más detallada de la biomecánica del conjunto.<sup>4</sup>

Mediante microscopia analítica de barrido de RX, o difracción de electrones, se puede obtener información acerca de la distribución, concentración y disolución de componentes de los implantes metálicos.<sup>233, 245</sup>

### **3.14. INTEGRACIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES**

La sustitución satisfactoria de los dientes perdidos es un objetivo principal en reconstrucción oral. Los implantes dentales, usados para sustituirlos, deben cumplir satisfactoriamente varios parámetros derivados de las especiales demandas por localización y función, como son la biocompatibilidad, estabilidad inicial, aposición íntima con el lecho óseo, y disipación de las cargas, así como resistencia a la contaminación microbiana; por lo que se requiere una adaptación precisa de los tejidos receptores al implante, de forma que se establezca en la interfaz una unión mecánica sólida.<sup>9, 135</sup>

Uno de los objetivos del uso e investigación de implantes dentales es desarrollar una unión al tejido receptor lo más parecida y análoga posible a las funciones biológicas y mecánicas del ligamento periodontal, predecible y de larga duración, así como una unión estanca con el tejido gingival. Esto representa un difícil reto, pero que se ha de afrontar.

Para otros autores, el objetivo es conseguir una anquilosis funcional. Es decir, la interfaz implante – hueso ideal es aquella que consiste en hueso integrado con la superficie del implante sin ninguna capa de tejido conjuntivo, con un contacto óseo del 100%, lo que en la práctica no es totalmente realizable.<sup>29</sup>

Los tejidos que se hallan alrededor de un implante oral funcional se pueden dividir en dos compartimentos anatómicos distintos, cada uno de los cuales tiene funciones bien definidas: los tejidos blandos que deben sellar el implante frente a la agresión de agentes diversos, y el hueso, el cual le proporciona soporte.<sup>100, 109</sup>

#### **3.14.1. Unión a tejidos blandos**

La mucosa oral posee características que le permiten establecer uniones con cualquier estructura perforante, ya sean dientes o implantes, ya que sus células están codificadas para proliferar,

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- INTEGRACIÓN DE LOS IMPLANTES -**

migrar y cubrir cualquier solución de continuidad entre ellas, y para unirse a superficies externas mediante la formación de hemidesmosomas y lamina basal.<sup>235</sup>

El tejido blando que existe sobre la cresta ósea adyacente a un implante oral se denomina mucosa periimplantaria. Se halla recubierta de epitelio oral escamoso estratificado, el cual se continúa con el epitelio sulcular hasta entrar en contacto con la superficie del implante. A partir de este punto de contacto, se reducen las capas celulares y progresa en dirección apical como epitelio de unión, el cual consta de células paralelas al implante, unidas entre sí por medio de desmosomas. El epitelio periimplantario y el dentogingival no se componen de idéntica población celular<sup>38</sup>. Este epitelio que contacta con la superficie del implante se caracteriza por la presencia de una lámina basal y hemidesmosomas en contacto directo con el titanio<sup>58</sup>. Sus espacios intercelulares son amplios, lo que sugiere que posee un alto grado de permeabilidad.

El tejido conjuntivo, que en algunas zonas contacta con el implante, se coloca entre el epitelio y la cresta ósea. Tiene proporcionalmente más colágeno y menos fibroblastos que alrededor de un diente natural, hallándose casi desprovisto de vasos sanguíneos. Las fibras colágenas se colocan rodeando o paralelas a la superficie de los implantes de titanio lisos, mientras que en los rugosos las fibras se aproximan a las irregularidades de la superficie, pero sin cambiar la dirección, por lo tanto no se considera una verdadera conexión, sino un amurallamiento. A pesar de no tener una orientación similar a los dientes naturales, siguen actuando como barrera frente a la invasión bacteriana<sup>47, 88, 100</sup>

En cuanto a la irrigación de la mucosa periimplantaria se observó, en perros<sup>100</sup> y ratas<sup>210</sup>, que se forma verticalmente una densa red subepitelial, procedente de ramas vasculares originadas desde el periostio hacia el implante, formando un plexo crevicular. En comparación con los dientes naturales posee menos vasos sanguíneos, pero con una disposición muy similar. Por lo tanto se puede considerar que el tejido conectivo alrededor del implante forma una estructura cicatricial alrededor de la porción transmucosa del implante. La cicatrización alrededor de la fijación se realiza por segunda intención, formándose la unión epitelial a los quince días, originando el collar de tejidos blandos periimplantario.

Se estima que la primera línea de defensa es el epitelio sulcular, apareciendo como segunda defensa la unión de células epiteliales al implante. La tercera línea la representa el tejido conectivo que contacta con su superficie, por la disposición de sus fibras de colágeno, a la vez que evita la migración apical del epitelio. El fluido crevicular periimplantario es similar al plasma y al líquido intersticial. También se vio que posee una buena respuesta inmune local, y que se encuentran regularmente leucocitos con actividad fagocítica. Considerando que la consecución de un buen sellado periimplantario es un requisito para el éxito<sup>99</sup>, se puede decir que se poseen todos los componentes necesarios para formar una barrera estructural e inmunológica que garantice la buena función del

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- INTEGRACIÓN DE LOS IMPLANTES -**

implante. A pesar de que se establece esta barrera, ofrece menos resistencia que la presente alrededor de un diente natural, poseyendo mayor profundidad de sondaje, debido a las diferencias de composición, organización y unión tisular.<sup>63</sup>

Existen varias propiedades de los materiales que se creen influyen en la respuesta de los tejidos blandos. El grado de rugosidad superficial de la porción transmucosa juega un papel importante en términos de salud tisular y supervivencia del implante. Se demostró que la morfología, orientación, adhesión y proliferación de las células epiteliales dependen de la textura de la superficie del material, experimentando mayor migración y proliferación sobre superficies pulidas y mayor unión con las rugosas<sup>130</sup>. Se planteó pues, que una superficie rugosa mejoraría la unión y el crecimiento conjuntivo, a la vez que evitaría la emigración epitelial hacia el ápex, pero experimentos con animales desecharon esta teoría, ya que aparecían infecciones crónicas y pérdida de cresta ósea. Otros teorizan que las mejores superficies para mantener la integridad son las de titanio pulido<sup>58</sup>. Cuestión relacionada es que la naturaleza de la superficie del implante parece que influye en la colonización bacteriana, albergando más bacterias las rugosas que las lisas, sin embargo, por debajo de cierto umbral, la rugosidad no parece que tenga un impacto significativo en la colonización bacteriana. En este punto hay que citar el efecto de orientación por contacto, fenómeno causado por la tendencia de la célula a orientarse y guiarse siguiendo la topografía del sustrato conseguida mediante microfabricación, viéndose en estudios *in vivo* que la migración epitelial en dirección apical era inhibida por este sistema.<sup>34</sup>

Se vio, en monos y en perros, que las dimensiones de los tejidos blandos periimplantarios no se hallaban influenciadas por el protocolo de carga usado, bien fuese carga inmediata o diferida, hallándose siempre dentro de los rangos biológicos. Del mismo modo tampoco se registraron diferencias en cuanto a la posición del implante en regiones anteriores o posteriores.<sup>213</sup>

Comparando la respuesta de la mucosa periimplantaria de perros a los implantes de titanio sin carga según si son sumergidos o no, se vio que la extensión apical de epitelio era significativamente más grande y su nivel de inserción más bajo alrededor de los implantes sumergidos con pilares de dos fases en comparación con los implantes no sumergidos en una fase, pero en ambos casos era un tejido sano y se consideró una buena respuesta<sup>255</sup>. Mientras que en otro estudio en perros con implantes Brånemark sumergidos en dos fases o no sumergidos, se vio igual adaptación de los tejidos blandos a los dos métodos de colocación.<sup>64</sup>

Como conclusión, los implantes de titanio no parece que afecten negativamente a los tejidos blandos que los rodean. Más aun, no existe evidencia clínica de efectos tóxicos o reacción tisular adversa relacionada con los iones y partículas de titanio.<sup>100, 208</sup>

### **3.14.2. Tipos de uniones implante-hueso**

Se pueden citar cuatro mecanismos de unión entre los diversos tipos de anclaje del implante en el hueso: tejido fibroso muy diferenciado, tejido fibroso poco diferenciado, fijación por medio de cementos y anclaje directo al hueso.<sup>265</sup>

- **Unión por medio de tejido fibroso muy diferenciado:**

Considerando el ligamento periodontal como un tejido muy diferenciado, este tipo de fijación sería la deseable, pero se hace necesario desarrollar muchas investigaciones antes de conseguir que esta unión sea una realidad clínica.

Buser en 1990, colocando implantes dentales cilíndricos de titanio con superficie de plasma en la presencia de raíces dentarias retenidas en monos, y tras doce meses de cicatrización, vio que alrededor de las porciones del implante que contactaban con la raíz retenida se formaba ligamento periodontal, así como una capa de cemento en su superficie, que contactaba con el hueso del alveolo mediante fibras de colágeno perpendiculares. Lo explicó diciendo que las células progenitoras de los cementoblastos residen en el ligamento periodontal. El resto del implante se unía al hueso<sup>37</sup>. Semejantes resultados se obtuvieron en otro estudio, viendo que se formaba ligamento periodontal con cemento alrededor de implantes de titanio en zonas donde contactaban con restos radiculares, pero sin avanzar por el implante, el cual se osteointegraba normalmente.<sup>253</sup>

En un estudio publicado en 1993, se demostró la formación de nuevo ligamento periodontal sobre bloques de hidroxiapatita colocados en cavidades creadas en dientes caninos de gatos, controlando la cicatrización mediante regeneración ósea guiada. A los seis meses se observaba que células del ligamento periodontal poblaban la superficie de los bloques, formándose una capa de tejido tipo cemento, existiendo entre ésta y el hueso alveolar neoformado tejido conectivo similar al ligamento, con fibras de colágeno que se insertaban en la capa de cemento y hueso de nueva formación.<sup>230</sup>

En un estudio realizado en el 2005, usando un novedoso modelo experimental de cámara de dentina, se vio una notable capacidad para la formación de nuevo tejido periodontal en un lugar donde nunca antes habían existido tales tejidos. Realizaron la resección de las coronas de los dientes caninos maxilares de nueve perros, la raíz restante se ahuecó hasta dejar una fina pared de dentina en la que se realizaron hendiduras hacia el ligamento periodontal. Una vez talladas estas cámaras, se colocaron implantes en su interior, observándose a los 4 meses la formación de nuevo hueso alveolar entre la cámara y el implante, que no entraba en contacto con él al hallarse separado por tejido fibroso, pero en dos casos se vio el depósito de



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- INTEGRACIÓN DE LOS IMPLANTES -**

cemento radicular sobre el implante, el resto cicatrizó por encapsulación fibrosa sin experimentar osteointegración.<sup>170</sup>

- **Unión por medio de tejido fibroso poco diferenciado:**

Tras colocar un implante dental, entre otras, pueden ocurrir dos situaciones: una respuesta inflamatoria aguda o crónica que provoca su pérdida, o la aparición alrededor del implante de una capa de tejido fibroso no adherente de encapsulación, pudiéndose considerar como un pseudoperiodonto, que con el tiempo puede causar la pérdida al representar una unión vulnerable, comprometida e impredecible. Esta segunda situación, o “fibrointegración”, fue considerada erróneamente, hasta el nacimiento de la osteointegración, como la única unión posible con implantes metálicos. La colocación mediante una técnica traumática, carga excesiva, materiales y diseños poco apropiados, así como escasa cantidad y calidad ósea, se pueden considerar la causa de este tipo de unión fallida.<sup>100, 141</sup>

Esta situación, también denominada “integración fibroósea”, se observa en implantes funcionales, aunque se puede producir con mayor probabilidad el fracaso por aflojamiento.<sup>135</sup>

- **Unión por medio de fijadores artificiales:**

Como solución al anterior problema, se sugirió el uso de cemento óseo con el fin de simular la distribución de fuerzas y unión del ligamento periodontal. Entonces se generalizó el uso de cementos acrílicos ya usados en cirugía ortopédica, pero diversos estudios revelaron un continuo aflojamiento de las prótesis debido a que la interfaz entre el cemento y el hueso consiste en tejido fibroso poco diferenciado, aparte de los problemas propios de la polimerización de los fijadores acrílicos, que en implantes orales causaban una gran movilidad y exfoliación por lo que se puede considerar como una técnica con mal pronóstico para su uso en implantología oral.

- **Unión directa en hueso vital:**

Es la denominada osteointegración, tipo de unión que se analiza detalladamente en el siguiente apartado.

### **3.14.3. Osteointegración**

Varios autores plantearon la posibilidad de que ciertos materiales protésicos poseen una superficie dinámica que puede inducir ciertos cambios histológicos en la interfaz, los cuales pueden ocurrir en el defecto óseo si el implante no está presente, lo que sugiere que la integración del implante es una situación semejante a la cicatrización de una fractura quirúrgica parcial con un material biocompatible. Si el implante usado hace viable la inducción de hueso a su alrededor, entonces puede

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- INTEGRACIÓN DE LOS IMPLANTES -**

ocurrir la unión por medio de osteogénesis en la interfaz u “osteointegración”. Para conseguir esta unión se requiere un comportamiento predecible del material implantado, aplicación de una técnica cuidadosa y uso de diseños que soporten cargas tanto funcionales como no funcionales a largo plazo. Este tipo de unión, contrariamente a la proporcionada por tejido fibroso poco diferenciado, permite el establecimiento de un anclaje fuerte y estable con el paso del tiempo.<sup>265</sup>

### **3.14.3.1. Definición y evolución histórica**

En 1959, Bechol, en un estudio referido por Uhthoff, planteó como un problema de considerable importancia la cicatrización ósea en casos de pérdida accidental de los tornillos ortopédicos, y comprobó que durante las cuatro primeras semanas la fuerza de agarre de los tornillos superaba la fuerza inicial si no estaban sujetos a tensiones mecánicas. En este mismo trabajo, Uhthoff (1973), realizó la descripción histológica de la cicatrización alrededor de tornillos en fémures osteotomizados de perros, viendo que inicialmente no había un ajuste perfecto, pero que durante las dos primeras semanas los espacios libres eran ocupados por células, que si no estaban sometidas a estrés mecánico, se diferenciaban a células osteogénicas, permitiendo la formación de un callo que anclase firmemente los tornillos en cuatro o cinco semanas; por el contrario, si había cargas, daban lugar a fibroblastos, condroblastos y osteoclastos, con el consiguiente aflojamiento del implante.<sup>244</sup>

A comienzos de los años 60 Brånemark y sus colaboradores, desarrollaron un implante dental novedoso, que para su función clínica dependía del anclaje directo en el hueso tras su colocación siguiendo unos protocolos bien establecidos, lo que se denominó osteointegración. Pero las deficiencias metodológicas existentes hacían que la comunidad científica en esta época, que defendía que el implante estaba unido por medio de tejido fibroso y de esta manera nunca estaría tan incorporado al paciente como inmediatamente después de la inserción, no se convenciera de la osteointegración y sus potenciales, al ser imposible la evidencia histológica directa al no poder seccionarse hueso intacto con objetos metálicos. Estas pruebas directas de osteointegración se demostraron por vez primera en Suiza, a mediados de los setenta, por el equipo de Schroeder que, mediante técnicas de corte de hueso no descalcificado y de implantes sin su separación previa, demostró, sin lugar a duda, el contacto directo entre ambos. A inicios de los ochenta, Albrektsson y su equipo postularon factores elementales a controlar con el fin de obtener una osteointegración óptima, siendo estos los seis siguientes: la biocompatibilidad, el diseño, las condiciones de superficie del implante, el estado del lecho del paciente, la técnica quirúrgica de inserción y las condiciones de carga aplicadas posteriormente.<sup>5</sup>

Esta unión fue originalmente definida como la deposición ósea sobre la superficie de los implantes, y Schroeder la denominó como “anquilosis funcional”.<sup>207</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

En la publicación consultada, Per-Ingvar Brånemark definió la oseointegración u osteointegración como: *“la unión directa, estructural y funcional, de hueso vivo y ordenado con la superficie de un implante soportante de carga”*. Esta definición se refería a nivel de la microscopia óptica, entendiéndose como una conexión directa entre el hueso y el implante sin capas de tejidos blandos interpuestas, pero no hay un 100% de conexión. En el ámbito clínico, la osteointegración deriva de la reunión de una serie de componentes o hardware y protocolos o software que en conjunto constituyen un sistema de rehabilitación.<sup>7, 32, 207</sup>

A raíz de la problemática de identificación del grado exacto de adherencia ósea surgió una definición enunciada por Zarb y Albrektsson en 1991, basada más en la estabilidad clínica que en criterios histológicos: *“Un proceso por el cual se logra una fijación rígida, clínicamente asintomática, de material aloplástico y que se mantiene en el hueso durante la carga funcional”*.<sup>5, 135</sup>

En cuanto a la naturaleza de la unión osteointegrada, se relacionaba con fuerzas químicas y físicas que actuaban sobre la interfaz, postulándose que las más importantes eran las biomecánicas. Se conocía que no se producía la penetración ósea completa en espacios mucho menores de 100  $\mu\text{m}$ , pero la sustancia ósea se adaptaba a irregularidades de superficie entre 1 y 100  $\mu\text{m}$ , lo cual indicaba que las modificaciones de la topografía superficial a este nivel ejercerían un impacto profundo sobre el poder retentivo de la fijación. En estudios realizados sobre animales se observó la respuesta ósea más intensa con valores promedios de irregularidades de 1,0-1,5  $\mu\text{m}$ .<sup>5</sup>

La osteointegración también dependía del tiempo, según vieron en conejos Johansson y Albrektsson, quienes observaron que en el primer mes después de insertar el implante no había signos de osteointegración propiamente dicha, y a los tres meses existía una proporción relativamente alta de hueso en contacto directo con el implante y mayor resistencia a la extracción, aumentando de los 6 a 12 meses. Yamanaka también observó que la resistencia a la extracción aumentaba gradualmente hasta los tres años. En perros se vio que la retención mecánica aumentaba hasta los tres meses<sup>33</sup>. De estos y otros estudios se extrajeron resultados que implicaban que los implantes no eran estables las primeras semanas tras su inserción en hueso, por lo que habría que retrasar la aplicación de carga varios meses. La interfaz osteointegrada, una vez instaurada, se consideraba relativamente resistente, aunque no inmune a ciertas condiciones externas, sobretodo si eran mantenidas en el tiempo, que podían causar el fallo del implante. Las sobrecargas constantes, que podrían producir micromovimientos, se consideraban como un factor de riesgo.<sup>5</sup>

Tras varias décadas de uso e investigación de implantes dentales se consiguió la aceptación internacional y definitiva de los implantes bucales osteointegrados en 1982.<sup>5</sup>

### **- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -** **- OSTEOINTEGRACIÓN -**

Aunque la osteointegración se refería originalmente a la descripción de la fijación biológica de los implantes dentales de titanio, hoy en día también se usa para describir la unión de otros materiales usados tanto en aplicaciones dentales como en ortopédicas.

Con la evolución de las técnicas analíticas, se demostró que los implantes supuestamente osteointegrados poseen una capa de tejidos blandos en la interfaz con el hueso en lugar la aposición ósea directa, existiendo un espacio de 20 a 50 nm entre su superficie y el tejido mineralizado, el cual es mayor de 10  $\mu\text{m}$  en los fracasados. En un estudio se comprobó que esta capa de la interfaz no se mineraliza tras cinco meses post implantación en perros, detectándose en ella iones de calcio, fósforo y titanio, observando también algún contacto directo puntual<sup>123</sup>, pero esta capa no es una constante en todos los implantes<sup>142</sup>. Con microscopía de alta resolución se vio, en ciertos casos, unión directa al hueso, lo que se describió como enlace óseo u “osteogénesis de enlace” o verdadera osteointegración. Esta unión se logra con el uso de materiales bioactivos, manifestando una mayor fuerza de agarre y menor complicación por fractura de la interfaz que los no bioactivos. Hay autores que hablan también de biointegración, ya que implica una unión bioquímica entre el hueso y la superficie del implante, independientemente de la unión mecánica. Teniendo en cuenta la evolución de la técnica, se puede hablar de unión de materiales al hueso de tres formas: la primera como “osteogénesis a distancia”, que ocurre con materiales biotolerados como metales distintos del titanio o polímeros, la segunda sería la “osteogénesis de contacto”, que se daría con materiales bioinertes como el  $\text{Al}_2\text{O}_3$  o el titanio simple, y la tercera, la “osteogénesis de enlace” ya comentada.<sup>118, 135</sup>

#### **3.14.3.2. Prerrequisitos para la osteointegración**

La creación y el mantenimiento de la osteointegración depende de la capacidad de cicatrización, reparación y remodelado del tejido. El conocimiento detallado de la respuesta y comportamiento de tejidos duros y blandos a la actuación quirúrgica, a la colocación de prótesis, y la adaptación a largo plazo a las demandas funcionales derivadas, son prerrequisitos para conseguir una verdadera y duradera integración tisular de prótesis no orgánicas con un mínimo riesgo.<sup>32</sup>

La cicatrización ósea es un logro fascinante de la biología de los tejidos, representando uno de los raros ejemplos en los cuales los procesos de regeneración restauran completamente la estructura y función inicial. La osteointegración pertenece claramente a la categoría de cicatrización directa o primaria de las fracturas óseas, en la cual, los bordes de los fragmentos se unen por tejido óseo, sin la formación intermedia de tejido fibroso, pero con una diferencia fundamental: en la osteointegración no se une hueso con hueso, sino que se une con la superficie del implante. Por lo tanto, la osteointegración comparte muchos de los prerrequisitos para lograr la unión ósea primaria, como son:<sup>129, 141, 207</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

- un ajuste preciso (reducción anatómica),
- estabilidad primaria (fijación estable),
- carga adecuada durante el periodo de cicatrización,
- un biomaterial con configuración superficial atractiva para la deposición ósea.

### **3.14.3.3. Proceso de osteointegración**

La respuesta adaptativa a un implante implica cambios en la masa, arquitectura y propiedades mecánicas del hueso de soporte.<sup>105</sup>

La osteointegración no es un suceso puntual, sino que es un proceso que se produce gradualmente, induciendo de forma artificial al tejido biológico hacia una respuesta reparadora, sin residuos cicatriciales o reacciones de cuerpo extraño.<sup>13</sup>

Se conoce muy poco sobre los hechos que ocurren en la interfaz a diferentes tiempos tras la inserción, sin comprenderse claramente el papel de las propiedades de la superficie del material en las interacciones que tienen lugar en el lecho óseo, pero sí se sabe que el desarrollo de la interfaz depende de las interacciones de la matriz ósea y osteoblastos con el biomaterial<sup>109</sup>. Por lo tanto cabe lugar a plantearse varias preguntas, cuyas respuestas no son del todo conocidas: la primera es qué tipos de células están presentes en la interfaz tras la inserción y cómo cambian durante la formación de hueso, la segunda es si los componentes de la sangre influyen sobre la actividad de las células osteogénicas. La tercera pregunta es que si los componentes de la sangre se unen a la superficie del material, esta superficie influye sobre los componentes sanguíneos de tal forma que tengan efecto en la formación ósea.<sup>129</sup>

La osteointegración no depende sólo del proceso de cicatrización de la lesión, sino que también depende del potencial de las células osteogénicas para formar hueso<sup>109</sup>. La cicatrización ósea directa se activa por cualquier lesión en la matriz ósea. Cuando ésta se expone al fluido extracelular se liberan proteínas no colágenas y factores de crecimiento que activan su reparación. Las células osteoprogenitoras son entonces atraídas por quimiotaxis hacia el lugar de la lesión. Estas células proliferan y se diferencian a osteoblastos, comenzando la deposición ósea en las paredes del defecto creado, y posiblemente también en la superficie del implante. Una vez activada, la osteointegración sigue un programa biológico determinado, que es la incorporación del implante por medio de sustancia osteoide, adaptación de la masa ósea a la carga y adaptación de la estructura ósea a la carga.<sup>29, 129, 207</sup>

TIEMPO	PROCESO	CÉLULAS
0 – 2 días	Formación del coágulo Estabilización del hematoma	Plaquetas Células inmunitarias

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

<b>2 – 3 días</b>	<b>Organización del hematoma Llegada de células mesenquimatosas</b>	<b>Células mesenquimatosas pluripotenciales Células osteocondroprogenitoras</b>
<b>3 – 10 días</b>	<b>Proliferación de osteoprogenitoras Diferenciación de osteoblastos Producción de factores locales Regulación autocrina y paracrina Resolución del hematoma Síntesis de osteoide</b>	<b>Pre-osteoblastos      Osteoblastos</b>
<b>1 – 4 semanas</b>	<b>Maduración del osteoide Calcificación</b>	<b>Osteoblastos</b>
<b>4 – 6 semanas</b>	<b>Maduración ósea</b>	<b>Osteocitos</b>
<b>+ 6 semanas</b>	<b>Remodelación ósea</b>	<b>Osteocitos, osteoblastos, osteoclastos</b>

Tabla 1: proceso de integración del implante en el hueso (modificado)<sup>29</sup>

- **Incorporación por sustancia osteoide:**

Comienza tras la colocación del implante, que ha de presentar estabilidad primaria, y hallarse en contacto directo con el lecho óseo labrado. La cirugía daña el aporte vascular, convirtiendo al hueso cercano en necrótico pero que aun aporta estabilidad. En este momento el daño óseo es mayor que la tasa de reparación<sup>106</sup>. El primer tejido óseo formado, después de tres días, es la sustancia osteoide, con relativamente poca densidad mineral. Posee una capacidad sobresaliente: crece formando un armazón de placas y es capaz de extenderse relativamente rápido por los tejidos circundantes al implante. Su formación es pareja a la elaboración de la red vascular, lo que da lugar a esponjosa primaria que puede recubrir defectos de menos de un milímetro en dos días. Por lo tanto la sustancia osteoide es el material de relleno ideal para espacios abiertos y para la construcción de los primeros puentes óseos entre las paredes del hueso y la superficie del implante. Normalmente se desarrolla desde la superficie ósea hacia el implante, excepto en los defectos pequeños, en los que se deposita directamente sobre el implante.

El desarrollo de este tipo óseo predomina claramente las primeras 4 semanas. Durante la fase temprana de cicatrización (3 días), el coágulo rellena todo el espacio de la interfaz. La adhesión celular representa un paso crítico, ya que en esta fase se determinan cuantas y cuales células pueblan la superficie<sup>29</sup>. Los osteoclastos están en la superficie del hueso vital, pero no en la superficie del implante. Existen células gigantes multinucleadas y macrófagos adheridas al implante, separando a las células del mesénquima de la superficie del material. Las células mesenquimatosas se diferencian a osteoblastos y osteocitos, tras lo que mineralizan agregados

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

de colágeno aislados. La adhesión, extensión y migración osteoblástica resulta esencial en esta etapa<sup>109</sup>. En el primer momento tras la colocación del implante la adhesión tiene lugar por fuerzas fisicoquímicas, para dar lugar después a una fase en la que participan moléculas biológicas, que interactúan entre ellas así como con la superficie del implante y las células, regulando su respuesta<sup>9</sup>, formando la película condicionante o capa cementante<sup>13</sup>. Después de 7-14 días el nuevo hueso aparece como “islas” solitarias entre las roscas, que se fusionan formando un collar de tejido óseo alrededor del implante. A los 14-28 días, cuando la cantidad de nuevo hueso aumenta, los tejidos mineralizados se localizan cerca del implante, pero una capa poco o nada mineralizada los separa. Se puede decir que a las seis semanas la interfaz consta de una matriz colágena parcialmente mineralizada.

En lo que respecta a la superficie del hueso, las dos primeras semanas se caracteriza por resorción osteoclástica, disminución de la fracción original de hueso adyacente al implante, y subsiguiente formación ósea hacia él. Se demostró que en las primeras fases hay una disminución del contacto óseo, independientemente del tipo de implante.

- **Adaptación de la masa ósea:**

Comienza en el segundo mes, cambiando la estructura del nuevo hueso formado, ya sea hacia hueso lamelar, tejido óseo muy estructurado y resistente, o hacia el hueso “fibro-paralelo”, que es el intermedio entre el osteoide y el lamelar, con el colágeno paralelo a la superficie pero sin orientación en el plano. Crecen por aposición sobre una base sólida preformada, que representa una adaptación de la masa ósea a la carga, y proporcionan una mayor resistencia debido a la estructura osteónica. Existen tres superficies posibles para este tipo óseo:

- *Sustancia osteoide*: la deposición de hueso maduro sobre el armazón inicial da lugar a un reforzamiento, concentrado en las áreas donde las mayores fuerzas son transferidas desde el implante al hueso circundante.
- *Superficie ósea prístina*: resulta obvio en los lugares donde el implante se halla rodeado por hueso esponjoso dañado. El recubrimiento por hueso nuevo y viable refuerza y compensa la pérdida de calidad ósea.
- *Superficie del implante*: La deposición ósea sobre el implante incrementa la interfaz con el hueso y por lo tanto amplía la superficie de transmisión de cargas.

En este momento se puede considerar que la tasa de microlesiones producidas es semejante a las reparadas<sup>106</sup>.

- **Adaptación de la estructura ósea:**

### **- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -** **- OSTEointegración -**

El remodelado óseo representa la última, pero continua, fase de la osteointegración. Comienza sobre el tercer mes, con una lenta disminución de la actividad osteoblástica y osteoclástica, comprobándose que el proceso se halla aun incompleto a los nueve meses tras la inserción<sup>244</sup>. La remodelación empieza con la resorción osteoclástica, seguida por deposición de hueso lamelar por medio de osteoblastos. La resorción y la formación ósea tienen lugar simultánea y equilibradamente si se mantiene la salud del tejido óseo. El mayor porcentaje de remodelación se da dentro del milímetro alrededor de la superficie del implante, existiendo estudios en los que se evidenció una reposición ósea del 500% al año alrededor de los implantes osteointegrados<sup>106</sup>. Se desconoce cuales son sus estímulos, estimándose que uno de ellos es la acumulación de microlesiones directamente adyacentes al implante.

En esta fase la tasa de microlesiones es mucho menor que la tasa de reparación, de hecho, el hueso adaptado es veinte veces más resistente que el lamelar<sup>106</sup>. La alta tasa de remodelación, junto con la reducción del nivel de mineralización, al ser continua y perdurable, resulta crucial para la supervivencia de los implantes, ya que la sustitución de tejido óseo viejo por otro nuevo, previene la acumulación de microlesiones y fatiga, pero no protege totalmente contra las sobrecargas. Por lo tanto, el remodelado contribuye a la adaptación de la estructura ósea a la carga.

El volumen óseo total alrededor del implante no aumenta, o lo hace muy levemente. El contacto implante-hueso aumenta. Disminuyen las tasas de aposición mineral y formación ósea, descendiendo también las superficies óseas de resorción. Así, globalmente, aumenta la calidad ósea. Estos acontecimientos se denominan “retorno a la normalidad”. Por lo tanto, se puede afirmar que la cantidad ósea necesaria para inmovilizar los implantes se logra tempranamente, y la remodelación del hueso mejora su calidad.<sup>82</sup>

En la actualidad, se considera esta capa de tejido óseo remodelado como el mecanismo de osteointegración que es requerido para la retención a largo plazo de implantes fijados rígidamente en hueso vivo.<sup>105</sup>

Cuando el implante contacta con hueso medular o esponjoso, se forma un recubrimiento por trabéculas óseas que forman hueso lamelar, de unos 50  $\mu\text{m}$  de ancho, que se considera como una reacción del estroma medular a la superficie del titanio para reemplazar los elementos de protección ósea perdidos, pudiendo así participar en la transferencia y soporte de cargas.



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

A más largo plazo, se puede considerar otra etapa en el proceso de osteointegración, que sería el periodo estacionario o “estado estable”, que se alcanza cuando se ralentiza la disminución de altura de la cresta de hueso alveolar hasta un ritmo de 0,1 mm por año, frente a los 0,4 – 2 mm de pérdida en el primer año. Esta etapa se alcanza después de un periodo de tiempo que va desde uno a tres años tras la colocación del implante.<sup>27</sup>

Se sugirieron diferentes conceptos referentes la formación ósea sobre las superficies de titanio. Un concepto es que la superficie del implante actúa como sustrato de soporte de los osteoblastos. Este se observó en estudios *in vitro*, observándose que la rugosidad influye sobre la producción de matriz, proliferación y diferenciación celular. Extrapolando este concepto a condiciones *in vivo*, es posible que las interacciones hueso-titanio puedan ser diferentes en fases tempranas o tardías, dependiendo de los tipos celulares presentes y su estado de maduración, en la interfaz en el tiempo.

Se sugiere que la formación ósea sobre implantes de titanio es predominantemente centrífuga o implantofugal (desde el hueso al implante), viendo que es centrípeta o implantopedal sobre superficies de hidroxiapatita.<sup>129</sup>

Lo expuesto con anterioridad se refiere a estudios histológicos del proceso de osteointegración. En cuanto a la valoración mecánica como evaluación de la osteointegración, se comprobó, en cerdos, que la fuerza necesaria para desenroscar implantes orales de titanio va aumentando con el tiempo desde la tercera semana hasta la duodécima tras su colocación, lo que nos indica que el proceso de osteointegración avanza en el tiempo medido.<sup>194</sup>

Relacionado con los procesos de osteointegración, el equipo de Jell en 2006, demostró por primera vez la existencia de capilares linfáticos asociados a tejidos de la interfaz hueso-implante, considerándose un paso de gran importancia para comprender los procesos inflamatorios locales, y a distancia, frente a los componentes protésicos, y así poder diseñar los implantes de forma más racional.<sup>110</sup>

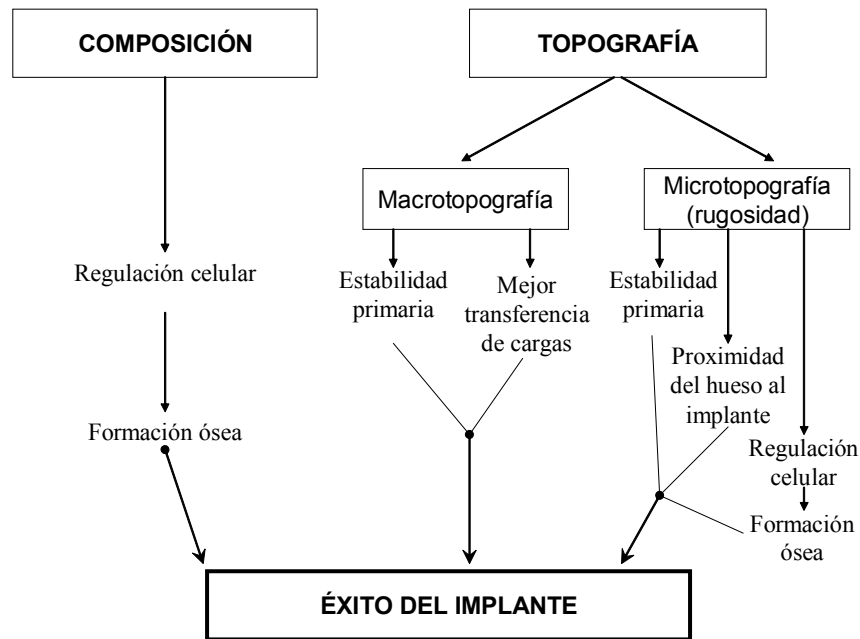
A otro nivel de estudio, la osteointegración se puede considerar como el resultado de la interacción química y física que ocurre entre el titanio y el hueso después de su colocación. De hecho, se comprobó que existe intercambio iónico de  $\text{Ca}^{+2}$ ,  $\text{P}^{+2}$ , grupos  $\text{OH}^-$ , etc., desde el tejido óseo al material, así como también desde el titanio, que difunde de forma limitada, hacia el tejido óseo.<sup>138</sup>

#### **3.14.3.4. Efectos de la superficie del implante sobre la osteointegración**

La calidad de la superficie del implante dental es muy importante para la osteointegración, para el tiempo de cicatrización, para la regeneración tisular y para la función y comportamiento de la prótesis. Se sabe que el hueso se forma sobre la superficie del implante debido a la adhesión de los osteoblastos, y que la formación ósea se halla muy relacionada con la composición química, la energía

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

y morfología de la superficie. Por lo tanto, un adecuado tratamiento de la superficie es muy importante para controlar las propiedades químicas y morfológicas del implante.<sup>19</sup>



**Ilustración 8:** factores de superficie que afectan a la integración del implante.<sup>29</sup>

La topografía y la química de las superficies que contactan con las células influyen profundamente en su estructura y función<sup>34</sup>, no resultando fácil el estudio de sus efectos por separado<sup>25</sup>, demostrándose en cerdos miniatura que las características de superficie influyen en la integración ósea de los implantes dentales<sup>29</sup>. Por lo tanto, en la actualidad hay un gran interés en los tratamientos superficiales de los implantes dentales de titanio, cuya respuesta biológica en la interfaz tejido-implante se trata de evaluar y caracterizar, correlacionándola con las propiedades de superficie. Los grandes grupos de tratamientos superficiales son las modificaciones químicas y de rugosidad topográfica de superficie del implante. En este apartado nos centraremos en explicar los efectos de estas variaciones menores, pero no de menor importancia, de los implantes de titanio sobre la osteointegración.<sup>29, 34, 35, 145</sup>

A pesar de los tratamientos de superficie que se realicen sobre el implante, las características superficiales del titanio se modifican por el mero hecho de implantarlo, ya que se unen diversos tipos de moléculas, principalmente proteínas. De este modo las células contactan con el titanio a través de una capa de proteínas adsorbidas, no directamente. Además, con el tiempo de implantación varía el grosor de la capa de óxido superficial del titanio, lo que apoya el carácter dinámico de la superficie tras su colocación en el animal<sup>13</sup>. Por lo tanto, la comprensión de los efectos de la superficie del

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEointegración -**

implante sobre la osteointegración resulta muy compleja, pero según se va avanzando en estos conocimientos se puede aplicar un diseño específico más racional, en lugar de desarrollar las superficies como resultado de la investigación por ensayo - error.<sup>34</sup>

#### **3.14.3.4.1. Efectos de las modificaciones del titanio**

El efecto de las propiedades químicas tiene lugar en los primeros instantes tras la inserción del implante, dando lugar a la unión de proteínas que permiten la adhesión celular, así como la unión de diversos iones. Se ha demostrado que la proliferación, diferenciación y expresión fenotípica de los osteoblastos es dependiente de la composición química de la superficie del titanio, pudiendo llegar a ser sensibles a cambios muy sutiles.<sup>10, 29</sup>

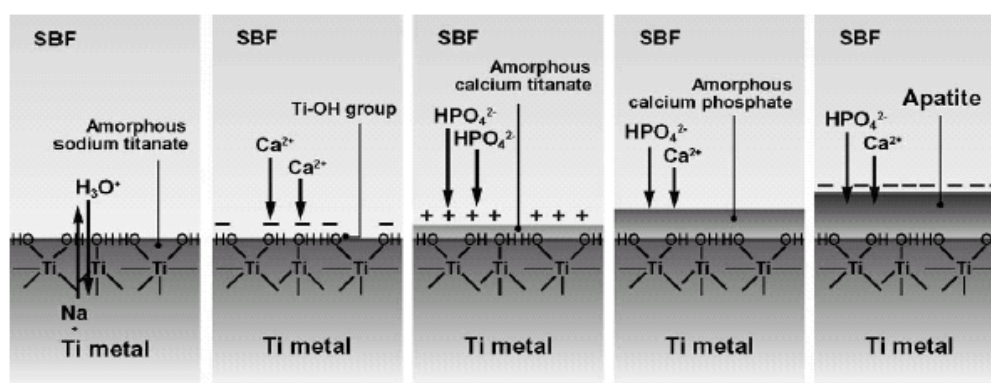
Una de las características del titanio que se modifican es la de su capa de óxido superficial. El tratamiento térmico aumenta su grosor, mejorando la respuesta ósea, tanto mecánica como histomorfométricamente, *in vitro* e *in vivo*. Modificándola por medio de oxidación anódica y tratamiento térmico, mejora el porcentaje de contacto óseo, del mismo modo que lo hacen las superficies grabadas con ácido fluorhídrico, en comparación con la oxidación anódica sin tratamiento térmico. La formación ósea y mineralización alrededor de implantes de titanio sin óxido superficial, o con una capa fina y lisa, es baja en comparación con películas más desarrolladas. Combinando tratamientos como el arenado y deposición de plasma, se consigue en perros una reacción ósea más adecuada que con la superficie simplemente mecanizada, ahora bien, se obtuvieron mejores resultados con superficies lisas de óxido modificado frente a otras más rugosas, a las cuales no se les modificó su capa de óxido superficial.<sup>13, 227</sup>

De lo anterior se deduce que una adecuada estructura y composición del óxido superficial influye positivamente para una buena osteointegración. De hecho, la capacidad de este óxido de ligar calcio, más aun si tiene grupos hidroxilo, favorece la mineralización de la interfaz. Se vio que en implantes con recubrimiento de iones de calcio por zonas se registraba más contacto óseo en las áreas con recubrimiento. La modificación química del titanio se supone que influye en la osteointegración vía adsorción de proteínas a la superficie, de hecho se vio que el condroitin sulfato y los glucosaminoglicanos se unen al óxido de titanio en la presencia de iones de calcio. Mejorando esta capacidad de ligar calcio haría suponer que se obtendría una integración más adecuada.<sup>13, 227</sup>

Existe un estudio en el cual los autores fueron capaces de demostrar que la composición superficial no solo influye sobre la respuesta local a la ablación de la médula ósea, sino que también modifica la respuesta sistémica. Esta ablación activa la formación ósea, haciendo que el implante se rodee de hueso nuevo, remodelándose la cavidad medular; mientras que al mismo tiempo tiene lugar la activación sistémica de la cicatrización en huesos distantes al lugar de tratamiento.<sup>29</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

Dentro de las modificaciones químicas de la superficie del titanio se pueden encuadrar aquellas que dan lugar a la consecución de una superficie bioactiva, como por ejemplo de titanato sódico, que se estudia en esta tesis. Este compuesto se logra al tratar el implante de titanio mediante un baño caliente de NaOH concentrado, seguido de un tratamiento térmico a 600°C, lográndose bioactividad tanto con titanio comercialmente puro como con sus aleaciones más comunes y otros metales como el tántalo<sup>117, 229</sup>. Esta capa, en fluido corporal simulado (SBF), da lugar a la formación de una película de apatita sobre el implante, a la que se unirían fácilmente los osteoblastos (ilustración 9). Comparando, en perros y conejos, implantes de titanio tratado de esta forma con otros sin tratar, se observó que los tratados mostraban a las cuatro semanas mucha más fuerza de agarre que los simples, fuerza que apenas varió a las doce semanas, e histológicamente demostraron unión ósea directa y rápida sin la intervención de tejido fibroso<sup>162, 163</sup>. También se puede lograr la bioactividad por medio de otros tratamientos, la mayoría de ellos con resultados biológicos similares<sup>133, 264</sup>. Estudios realizados por el equipo de Kokubo concluyen que el titanio bioactivo procedente del tratamiento álcali-térmico tiene capacidades osteoconductoras<sup>231</sup> y osteoinductivas<sup>77</sup>, así como también posee las suficientes propiedades mecánicas y de biocompatibilidad para su uso bajo condiciones de carga.<sup>119, 120, 121</sup>



**Ilustración 9:** representación esquemática de la formación de apatita sobre implantes de titanio tratados con NaOH y altas temperaturas.<sup>119</sup>

En un estudio realizado en colaboración con nuestro equipo de investigación, en el que se usaron implantes dentales de titanio arenados con alúmina que posteriormente se sometieron a tratamiento alcali-térmico como el descrito, se demostró en cerdos la formación *in vivo* de una capa aparentemente de apatita, concluyéndose que eran biocompatibles, que aceleran el proceso de osteointegración tan pronto como a las cuatro semanas y sin aumentar posteriormente el contacto óseo, mostrando cualidades osteoinductivas con un crecimiento óseo desde el implante. Semejantes conclusiones, salvo la última, se obtuvieron para implantes rugosos, por arenado con alúmina, de  $R_a$

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

4,7µm, con la conclusión global de que ambas superficies serían las de uso preferencial para procedimientos clínicos de carga inmediata. Dentro de la misma investigación, pero con estudios *in vitro*, se vio que el tratamiento alcali-térmico no compromete la citocompatibilidad al demostrar una adecuada adhesión, proliferación y diferenciación de los osteoblastos humanos, potenciándose la respuesta si fue previamente arenado con alúmina, de lo que se dedujo que ambas modificaciones superficiales manifestaban un efecto sinérgico. Se llegó a las conclusiones de que la rugosidad submicrométrica de las superficies de titanio afecta al comportamiento osteoblástico por los cambios en las propiedades fisicoquímicas, siendo menos significativos los cambios topográficos, y que este titanio con superficie bioactiva era el mejor de los candidatos estudiados para mejorar la osteointegración de los implantes dentales a corto y largo plazo. Pero la formación de apatita tiene que producirse en el paciente, ya que, en laboratorio, ésta se contamina con bacterias, lo que la imposibilita como un tratamiento de superficie previo a la colocación del implante dental.<sup>11</sup>

En un estudio realizado en ovejas, en el que se colocaron tornillos de titanio pulido, rugoso, y rugoso recubiertos con hidroxiapatita, se llegó a la conclusión de que el recubrimiento del implante, y por lo tanto las características químicas del material frente a la rugosidad, es muy importante para una correcta osteointegración, al no detectarse diferencias significativas entre las dos topografías en cuanto a fuerza de agarre, pero sí que tenían más estabilidad los implantes recubiertos, aumentando esta con el tiempo. Histológicamente los recubiertos demostraron mayor contacto óseo, siendo menor en el pulido.<sup>160</sup>

Parecidos resultados a los anteriores se obtuvieron en una investigación realizada sobre cerdos miniatura a los que se les colocaron de forma sumergida, durante 3, 6 y 12 semanas, implantes dentales de titanio roscados con tres tipos de superficie: un tipo mecanizado con rugosidad de 0,53 µm, otro anodizado con rugosidad de 1,2 µm y por último, cubierto de hidroxiapatita con 5,1 µm. Histológicamente se vio un mayor contacto óseo en los implantes recubiertos con hidroxiapatita y de los anodizados en comparación con los mecanizados a todos los tiempos. Aquí se vuelve a demostrar la influencia de la modificación superficial del implante, variando al mismo tiempo con la rugosidad.<sup>266</sup>

Las interacciones entre proteínas y células con las superficies modificadas no sólo se deben a las propiedades químicas, cuya investigación hoy en día resulta muy atractiva, sino también por la rugosidad, alrededor de la cual se centra el mayor número de investigaciones, debiendo tener en cuenta conjuntamente los parámetros químicos y topográficos.

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

### **3.14.3.4.2. Efectos de la rugosidad superficial**

Se considera la rugosidad superficial de los implantes, que viene determinada por el proceso de fabricación, como un factor importante para la respuesta tisular. Existe así la necesidad de diseñar los implantes con características químicas y topográficas determinadas para comprobar los efectos de sus propiedades topográficas en las células, en la organización de la matriz, así como en los procesos de regeneración y reparación en su superficie. De hecho, en los últimos 10 años, la investigación tiene como uno de sus grandes objetivos el desarrollo de implantes dentales de titanio no recubiertos con superficies microrrugosas producidas mediante técnicas de reducción como el arenado con partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  o  $\text{TiO}_2$  o el grabado ácido.<sup>35</sup>

Existen al menos cuatro efectos importantes atribuidos al incremento de la rugosidad superficial, de forma que la selección de un implante u otro depende de la validez e importancia relativa de estos efectos:<sup>50</sup>

- **Incremento del área de la superficie del implante contigua al hueso:**

Al incrementar la rugosidad superficial, aumenta el área del implante y por lo tanto la cohesión. Sin embargo, esta cohesión es de poca magnitud, y puede ser poco relevante si no hay respuesta tisular en la interfaz. Un posible efecto negativo puede ser la mayor liberación de iones, sugiriéndose que al aumentar estos se altera la mineralización.

- **Aumento y mejora de la unión celular a la superficie del implante:**

Los cambios de la topografía afectan a la adhesión celular a superficies con igual química. Se sabe que el número de osteoblastos adheridos al implante aumenta al incrementarse la rugosidad.

- **Incremento del hueso presente en la superficie del implante:**

Existen estudios que demuestran un mayor porcentaje de contacto óseo al comparar directamente las superficies rugosas con las mecanizadas. Esta diferencia la explican por el hecho de que las superficies rugosas poseen una mayor tasa de crecimiento óseo durante la cicatrización, lo que indica que estas superficies poseen propiedades osteoconductivas. De hecho, la topografía, al influir en la diferenciación, maduración y actividad secretora de los osteoblastos, tiene efectos en la osteogénesis, concluyendo en varios estudios que se forma y mantiene más hueso en las superficies rugosas.<sup>35</sup>

- **Aumento de la interacción biomecánica del implante con el hueso:**

Al haber aumento de rugosidad, aumenta la interdigitación de la superficie con el hueso. Se sugiere que la estabilidad inicial de los implantes dentales se logra más frecuentemente con superficies rugosas<sup>198</sup>. Los estudios biomecánicos indican que al aumentar la rugosidad

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEointegración -**

aumenta la unión biomecánica, aunque alguno remarca que un incremento del porcentaje de contacto óseo no va siempre paralelo al incremento de la interacción mecánica.

Cada técnica da lugar a una configuración superficial diferente, por lo que se tiene que caracterizar y probar las distintas superficies con el fin de aplicarlas clínicamente, resultando muy difícil una descripción precisa al depender de variados parámetros<sup>50</sup>. Estas superficies resultantes se prueban *in vitro*, y posteriormente *in vivo* mediante estudios que utilizan distintos modelos animales con el fin de realizar histología cualitativa, análisis histomorfométricos, o ensayos biomecánicos. Resumiendo los resultados de muchos de estos estudios se puede concluir que existe la suficiente evidencia de que los implantes de titanio con una superficie microrrugosa logran una integración ósea más rápida, un mayor porcentaje de contacto óseo, así como una mayor fuerza de agarre en comparación con implantes pulidos o mecanizados.<sup>35</sup>

Comentando estudios *in vitro* del efecto de la rugosidad de los implantes, se sabe que las células responden de forma distinta según la topografía. Las superficies más rugosas unen más cantidad de proteínas totales que las lisas, usándolas las células como elementos de adhesión al implante<sup>55</sup>. Hay que tener en cuenta la escala celular<sup>25</sup>, ya que los osteoblastos miden sobre 10  $\mu\text{m}$ , por lo tanto rugosidades de más de esta medida serían consideradas lisas por células individuales, considerando rugosas a las de más de 2  $\mu\text{m}$ . Si la magnitud de la rugosidad es importante, no lo es menos su organización<sup>25</sup>, por lo que se debe considerar la forma de los picos y valles, si son muy agudos y altos, o con mucha distancia entre ellos, las células identificarán la superficie como lisa. Se demostró que la unión celular al titanio es sensible a la rugosidad superficial, registrándose la máxima unión en un rango que va desde 0,14 a 1,15  $\mu\text{m}$ , con un límite a partir del cual no hay más unión<sup>161</sup>, siendo mucho más fuerte en superficies rugosas que en lisas. Se detectó una mayor adhesión de los monocitos sobre titanio arenado que sobre el mecanizado, sin verse diferencias en cuanto a la secreción de factores de crecimiento y mediadores de la inflamación por parte de estos<sup>222</sup>. Los osteoclastos se unen más a las superficies más lisas, mientras que sobre las rugosas se unen menos pero experimentan mayor diferenciación<sup>150</sup>. Otros estudios sugieren que la rugosidad, aun más si es ordenada<sup>25</sup>, modula la diferenciación y disminuye la proliferación osteoblástica<sup>28</sup>, mientras que la proliferación de las células epiteliales y fibroblastos se ve favorecida por las superficies lisas<sup>55</sup>. En contraste, la disminución de la proliferación osteoblástica se halla correlacionada con un incremento de la diferenciación, aumentando la producción celular de matriz y su mineralización así como la calcificación<sup>28</sup>. Wieland confirmó que la respuesta de los osteoblastos al titanio depende de la topografía, y que las distintas modificaciones proporcionadas por diversos procesos industriales tienen

### **- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -** **- OSTEointegración -**

efectos sinérgicos sobre la producción ósea si se aplican conjuntamente sobre un mismo implante<sup>258</sup>. Las superficies rugosas aumentan la producción de factores locales asociados a la osteogénesis, y de diversos estudios se extrae que la rugosidad del titanio también influye sobre la respuesta a factores sistémicos, por ejemplo, hace aumentar la respuesta de los osteoblastos a la proteína morfogenética 2 así como a dexametasona<sup>28</sup>, y que respondan más a la vitamina D aumentando la producción de osteocalcina. Se vio que los osteoblastos experimentan una mejor unión al material y con mayor producción de proteínas sobre superficies obtenidas por microfabricación frente a la rugosidad aleatoria<sup>109</sup>. Los estudios comentados se refieren a la escala micrométrica, comprobándose que incluso el aumento de la rugosidad superficial de nanocerámicas también aumenta la función y adhesión osteoblástica<sup>256</sup>. En resumen, aparentemente los osteoblastos se unen y funcionan más eficientemente sobre superficies rugosas y con microtopografía de fabricación controlada, en comparación con las lisas.<sup>9, 29, 30</sup>

En la tesis doctoral de Aparicio, en la que se estudió la adhesión y proliferación de los osteoblastos sobre titanio comercialmente puro arenado con partículas de diverso tamaño y naturaleza, se llegó a la conclusión de que para que estas células respondieran a la microrrugosidad debían reconocer los detalles superficiales, observando la respuesta óptima sobre titanio con  $R_a \pm 4 - 5 \mu m$  obtenido por partículas de  $Al_2O_3$  y SiC, también comprobó que el tratado con  $Al_2O_3$  favorecía la adhesión, mientras que con SiC se favorecía la producción de osteocalcina. Del mismo modo observó que había un descenso de adhesión y diferenciación osteoblástica sobre el titanio arenado y pasivado con HF/ $HNO_3$  achacado al redondeo de la topografía y una baja respuesta a los arenados con  $TiO_2$ .<sup>11</sup>

Los efectos de la rugosidad superficial observados en cultivos celulares se correlacionan, en su gran mayoría, con el comportamiento de los implantes de titanio visto *in vivo*, aunque predecir la acción de la rugosidad en el animal desde los cultivos resulta problemático. Existe la evidencia de que los implantes con superficie rugosa dan lugar a un mayor contacto óseo que los lisos, resultando chocante al saberse que ante superficies rugosas *in vitro* hay mayor tendencia a la unión de células de la serie monocítica, entre las que se hallan los osteoclastos, por lo que cabría esperar que su colocación *in vivo* provocase la adhesión de osteoclastos a la superficie y reduciría el contacto óseo, que es lo contrario de lo observado.<sup>34</sup>

Estudios en animales, tanto a corto como a largo plazo, usando implantes con diferente grado de rugosidad superficial, indican que el papel de ésta en la respuesta ósea no se entiende en su totalidad, sugiriendo que las superficies rugosas se asocian con una mejor respuesta ósea en comparación con las mecanizadas relativamente lisas. Estudios recientes parecen indicar que los



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

efectos biológicos de la alteración de las propiedades topográficas son mucho más complejos de lo que se creía.<sup>34</sup>

En cuanto a la relación de la respuesta ósea teniendo en cuenta la rugosidad y el tipo de hueso, se vio que existen diferencias entre las superficies rugosas y lisas cuando se colocan en hueso cortical, no existiendo cuando se evalúan en hueso trabecular.

Comparando la respuesta ósea sobre titanio arenado con partículas de alúmina de distinto calibre (25 y 250  $\mu\text{m}$ ), se vieron resultados histológicos de contacto óseo después de cuatro semanas en los cuales una alta rugosidad estaba en desventaja con la rugosidad moderada.

Otro estudio en perros, usando implantes cilíndricos no sumergidos, concluyó que el porcentaje de la superficie en contacto directo con el hueso es directamente proporcional al incremento de la rugosidad del titanio a los tres meses de su colocación.<sup>142</sup>

En un estudio biomecánico realizado en conejos, a los cuales se les insertaron implantes de titanio arenados (3,9  $\mu\text{m}$ ), arenados y grabados con HCl 0,1 M (5,1  $\mu\text{m}$ ) y 1 M (11  $\mu\text{m}$ ), a las ocho semanas se concluyó que existía una correlación negativa entre el aumento de la rugosidad y la retención mecánica en hueso<sup>199</sup>. Contrariamente, estudiando también en conejos tres implantes de titanio con rugosidades de 0,96, 1,16, y 1,94 micras, los cuales estuvieron implantados un año, se vio que la mayor fuerza de agarre la poseían los más rugosos, mientras que el más liso tenía más hueso a su alrededor, coincidiendo con otro estudio en el que el titanio bombardeado con partículas más gruesas (220  $\mu\text{m}$ ) tenía mejor unión funcional que el tratado con partículas finas (22  $\mu\text{m}$ ), afirmando el autor que existía una correlación positiva entre la rugosidad y la evaluación mecánica<sup>198</sup>. Estos estudios pueden hacer suponer que existe un límite de rugosidad por encima del cual no hay necesariamente más fijación, lo que se confirmó en conejos a los que se les insertó durante 10 semanas implantes de titanio arenado con partículas de  $\text{TiO}_2$  de diversos grosores, viendo que aumentaba el agarre según se aumentaba la rugosidad hasta el límite de usar granos de 220  $\mu\text{m}$ , a partir del cual disminuía el efecto, observando también que no existía relación entre los niveles de rugosidad y el contacto óseo<sup>197</sup>. En otro estudio realizado sobre conejos, con implantes de titanio con diversos tratamientos superficiales, se vio que los relativamente más lisos exhibían un alto grado de contacto óseo, así como una gran proporción de hueso entre las roscas, que era igual o superior a los rugosos. Colocando implantes de titanio mecanizados y electropulidos con y sin oxidación anódica en conejos durante un año, se llegó a la conclusión de que la reducción de la rugosidad superficial, que en la primera fase causa disminución de la tasa de formación ósea, no posee influencia alguna en la cantidad de hueso al cabo de un año.<sup>128</sup>

### **- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -** **- OSTEOINTEGRACIÓN -**

Evaluable en cabras implantes con altos grados de rugosidad (4,7 a 37,9 micras) durante tres meses, se observó que no existían diferencias significativas en contacto óseo entre los distintos grados de rugosidad, así como tampoco existían diferencias de fuerza de agarre ni respuesta ósea histológica.

Siguiendo con la exposición de diversos estudios referidos, comparando en ovejas implantes relativamente lisos con otros relativamente rugosos, se vio que los dos tipos demostraban semejante reacción ósea, sin diferencias en lo relativo al contacto óseo a los 180 días. También en ovejas se estudió a largo plazo el efecto de dos rugosidades distintas, viendo que hasta los seis meses no existían diferencias, pero a los 12 y 18 meses los de más rugosidad tenían más volumen y contacto óseo en la interfaz y con un proceso de remodelación más avanzado<sup>82</sup>. En otra investigación, usando implantes de titanio roscado de baja rugosidad (5,7 µm) comparados con otros de rugosidad alta (21,8 µm), en ovejas durante doce semanas, se observó que los que proporcionaban mejor tasa de osteointegración eran los de rugosidad baja, concluyendo que el principal factor responsable para el proceso de osteoconducción es la geometría superficial, teorizando el autor que las diferencias podrían ser a consecuencia de una mayor liberación de iones que perjudicaría la aposición ósea.<sup>71</sup>

Estudiando en mandíbulas de cerdos durante 10 semanas, implantes dentales de titanio arenados y grabados con mezcla ácida caliente (HCl/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>), colocados de forma sumergida, y dividiéndose en tres grupos según tratamientos posteriores, uno estándar y otro prueba, con y sin hidruro de titanio respectivamente, y otro fuertemente alterado, se observó que no existían diferencias significativas de porcentaje de contacto óseo (80%) entre las tres composiciones de superficie, concluyendo que las propiedades osteofílicas de los implantes se deben a la topografía del mismo, no a su composición.<sup>174</sup>

Se confirmó que tras inducir perimplantitis en perros y curarla, se registró mayor porcentaje de “reosteointegración” con implantes de titanio rugosos en comparación con los pulidos, considerando que el uso de implantes con topografía superficial aumentada aporta mejor resolución de complicaciones de la terapia implantológica.<sup>175</sup>

Viendo los párrafos anteriores, aparenta que los efectos biológicos de las variaciones de las propiedades topográficas no se comprenden en su totalidad, e incluso existen diferencias en los resultados y conclusiones contradictorias. Para unos autores se relaciona un mayor contacto óseo con el incremento de la rugosidad mientras que otros no encuentran estas diferencias en cuanto a topografía<sup>222</sup>. De estos estudios referidos se podría extraer como resultado que la relación entre la rugosidad superficial y el porcentaje de contacto óseo no está totalmente aclarada, pudiéndose explicar esto, por protocolos quirúrgicos no adecuados, elevada liberación de iones por la gran rugosidad y por posibles efectos adversos de los restos de diversas partículas contaminantes superficiales. También

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

hay que tener en cuenta que una superficie mecanizada no es lisa y no todas las superficies rugosas son equivalentes, describiéndose muchas superficies por el método de fabricación no por la superficie resultante, siendo difícil su descripción y comparación. Pero lo que sí coinciden es que el uso de implantes rugosos, sin determinar ni conocer el nivel de rugosidad ideal y en ausencia de ensayos comparativos, permite la reducción del tiempo de cicatrización, produce un mejor comportamiento óseo alrededor del implante de titanio y da lugar a la aplicación de implantes más cortos, e incluso responden mejor que los lisos a las cargas funcionales<sup>202</sup>, lo que representa una clara ventaja clínica.<sup>35</sup>

50

### **3.14.3.5. Osteointegración según el protocolo de carga**

En un capítulo anterior se expusieron los protocolos de carga sobre implantes dentales, comparando clínicamente los protocolos de dos fases con los de carga temprana o inmediata. Inicialmente se proponían periodos de entre 3 y 6 meses libres de carga para una correcta osteointegración, y hoy en día se busca garantizar una puesta en función lo más pronto posible. En este apartado nos centraremos en la respuesta de la interfaz implante hueso según el tipo de carga aplicada.<sup>40</sup>

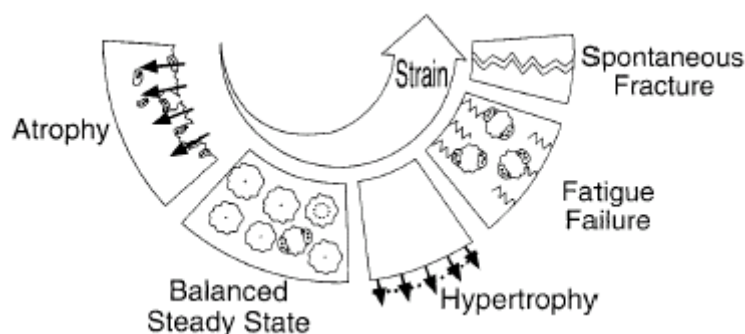
El proceso de remodelación del hueso alveolar se halla muy influenciado por las cargas mecánicas, pudiéndose adaptar con facilidad si existe un periodonto íntegro y sano, por lo que el hueso perimplantario es de más difícil adaptación mecánica.<sup>192</sup>

Existen dos leyes empíricas que deben considerarse previamente a explicar las consecuencias de las cargas, más aun si nos referimos a carga inmediata. La ley de Hruska y Borelli: “a un número dado de coronas soportadas por implantes debe corresponderle una adecuada interfaz hueso implante medida en milímetros cuadrados”, en otras palabras, para la rehabilitación de una cierta área se recomienda colocar tantos implantes como sea posible en comparación con la situación natural, con el fin de que la interfaz sea resistente a las fuerzas aplicadas. De las leyes emitidas por Wolf la que nos interesa en este apartado es: “la aposición, resorción, y remodelado del hueso trabecular depende de la dirección de las fuerzas aplicadas sobre él”, esta se basa más en procesos ortopédicos e indica que es deseable una rápida puesta en función de las extremidades fracturadas, y aplicado a la implantología oral, se puede teorizar que una carga inmediata progresiva sobre los implantes acelera el proceso de cicatrización y calcificación del tejido periimplantario si existe una estabilidad inicial óptima, concluyendo el autor del artículo que la carga de los implantes durante la fase de cicatrización permite al hueso su reorganización y remodelación, por lo que el hueso trabecular puede reemplazarse de

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

acuerdo con las fuerzas a las que se ve sometido, viéndose comúnmente un incremento de la densidad ósea alrededor de implantes cargados tras estar sumergidos.<sup>102</sup>

Se refieren estudios en los que se indican que las fuerzas adversas pueden impedir la osteointegración de los implantes dentales, aparte de las complicaciones mecánicas de sus componentes. Pero variados trabajos indican que se necesitan fuerzas funcionales controladas para una buena actividad ósea, estas fuerzas sobre la interfaz se pueden controlar mediante el uso de varias piezas de implantes correctamente colocadas y distribuidas, con perfecta estabilidad primaria, buen ajuste al lecho óseo, estabilizadas entre ellas y con un óptimo diseño oclusal<sup>111</sup>. La formación, crecimiento, maduración, y remodelado óseo alrededor de los implantes se hallan influidos por las interacciones del medio mecánico y biológico, teniendo lugar en zonas con compresión y tensión y dependiendo de sus magnitudes (ilustración 10). Algunos autores afirman que para una correcta cicatrización ósea no se requiere la ausencia total de micromovimientos, sino que se requiere un medio mecánico que acelere el proceso de reparación para que el resultado sea más fisiológico. En cuanto a la acción de la carga inmediata, o la temprana, se creía que ésta o cualquier movimiento darían lugar a una interfaz de tejido fibroso, pero hoy se sabe que ciertas magnitudes de carga permiten un aumento de la mineralización del tejido periimplantario, e incluso mayor contacto óseo en comparación con los no cargados.<sup>61, 78, 102, 156, 164, 165, 195, 202</sup>



**Ilustración 10:** esquema que representa la respuesta ósea según la magnitud de la carga.<sup>192</sup>

Para reconocer el efecto de las cargas sobre el implante se desarrolló, entre otros, un método para medir la fuerza aplicada al hueso, el “Microstain” (MT), viéndose que con cargas bajas, <200 MT, se produciría atrofia ósea, entre 200 y 2500 se daría una respuesta funcional normal, permitiendo la formación de un hueso fuerte, entre 2500 y 4000 MT, aparecería hipertrofia ósea con formación de hueso lamelar que podría soportar cargas inmediatas, y por encima, se formaría hueso reticulado que soporta pocas cargas. Esto confirma que son necesarias las cargas controladas para alcanzar una correcta osteointegración.<sup>202, 149</sup>

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

La remodelación ósea es dependiente de los procesos celulares, por lo que es de suponer que la detección de las fuerzas mecánicas tiene lugar en cada célula individual y/o células que detectan las variaciones y producen señales bioquímicas. Los osteocitos o las células de revestimiento óseo son las principales candidatas a ser las encargadas de la mecanotransducción. Se sabe que los osteocitos responden a fuerzas de magnitudes fisiológicas mediante el aumento de su actividad metabólica. Con respecto a los osteoblastos, se conoce que al ejercer cargas mecánicas, más aun si son cortas y repetidas<sup>56</sup>, aumenta su diferenciación, proliferación y producción proteica, al mismo tiempo que se acrecienta la mineralización<sup>9</sup>. Estos se ajustan continuamente a la carga, guardando cierta memoria, pero algunos autores teorizan que tardan cerca de un año en adaptarse a la nueva condición mecánica de poseer un implante, requiriendo la acomodación celular, lo que daría lugar a que durante el primer año tras la implantación sea el de mayor pérdida de altura de cresta, frente a los 0,1 – 0,2 mm que se pierden al año durante el periodo estacionario. También se detectó la comunicación de la sensibilidad mecánica célula a célula, que experimentan cambios electrofisiológicos. Algunos estudios demostraron cierta influencia de interfaz célula – biomaterial en la mecanotransducción.<sup>214</sup>

Comenzando con la descripción de los tipos de carga sobre el implante, puede ser dinámica o estática, ocurriendo esta última como consecuencia de la mayoría de las técnicas de ferulización, con una respuesta biológica de tolerancia frente a estas fuerzas. Mientras tanto, como consecuencia de la masticación o parafunciones, se producen fuerzas cíclicas y dinámicas sobre el hueso que pueden afectar negativamente a la osteointegración si resultan en sobrecarga, desconociéndose el límite biológico aceptable, aunque se realizaron estimaciones matemáticas (tabla 2). En un estudio se sometió durante dos semanas a implantes tipo Brånemark a estos dos tipos de carga, comparándolos entre ellos, así como con controles sin cargar, se observó que la imagen histológica era similar entre los cargados estáticamente y los no cargados, sin signos de pérdida ósea, mientras que alrededor de los implantes con carga dinámica se hallaron lagunas de resorción ósea, sin registrarse diferencias significativas entre los tres ensayos en lo relativo al porcentaje de contacto óseo.<sup>61</sup>

<b>Tiempo de cicatrización (semanas)</b>	<b>Fuerza aceptable sobre el implante (N)</b>
2	59
4	100
12	225
24	282
48	300

**Tabla 2:** relación entre el periodo de cicatrización de implantes dentales y fuerza axial aceptable en cada fase sobre el lecho óseo en Newtons.<sup>260</sup>  
(Aquí cabe recordar que la fuerza oclusal en cerdos ronda los 100 N<sup>170</sup>)

Comparando en dos estudios en monos, a los que les colocaron en la mandíbula implantes dentales de titanio roscados y arenados, en uno con diferentes direcciones de carga, y en otro tres

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

protocolos: carga inmediata durante tres meses, cargados durante el mismo tiempo tras tres meses sumergidos (carga convencional) y sumergidos sin cargar, se vio que todos los protocolos daban lugar a osteointegración. No se vieron diferencias significativas en contacto ni en área ósea comparando los dos implantes cargados entre sí, pero mostraban valores más elevados en comparación con los no cargados. Se concluyó que la carga de los implantes dentales estimula el incremento de la formación, recambio y densidad ósea y por lo tanto es un factor clave para la correcta osteointegración, así como que los implantes sometidos a carga inmediata se osteointegraban de igual manera y porcentaje que los sometidos a carga convencional, por lo que, según los autores, este proceso parece ser independiente de la carga de los implantes.<sup>154, 195</sup>

Se realizó un estudio en cerdos miniatura en el que se investigaba sobre la densidad, crecimiento y contacto óseo alrededor de implantes dentales de titanio, rugosos y roscados, unos sometidos a carga inmediata mediante restauración provisional fija, y otros no sumergidos sin cargar, durante cuatro meses en la región premolar de la mandíbula, sin que se hallasen diferencias significativas en cuanto a los parámetros medidos, teniendo los cargados un contacto óseo del 77,8% y los no cargados del 78,0%. Los autores de este estudio concluyeron que la carga inmediata no afecta al índice de aposición mineral con respecto a los no sometidos a carga, resultando un factor crucial para el éxito del implante la ferulización rígida y que tras la pérdida de la restauración provisional las fuerzas masticatorias incontroladas pueden causar el fracaso del implante.<sup>164</sup>

También en cerdos se estudió la carga inmediata de implantes de titanio roscados, cónicos, en comparación con implantes no colocados en carga oclusal, no viéndose diferencias en cuanto a la unión y morfología de los osteoblastos sobre el implante *in vivo*, ni en cuanto a la mineralización o aposición ósea desde los días 1 a 14 tras la colocación, concluyendo que la carga inmediata no influye negativamente sobre la fisiología de los osteoblastos en la fase temprana de carga y por lo tanto no altera la biología ósea normal, asegurándose en un estudio reciente en cerdos que la carga inmediata además de no perjudicar la osteointegración, incluso la acelera, al compararse con implantes similares no sometidos a carga.<sup>112, 155, 156</sup>

En perros con implantes sometidos a carga estática durante 46 semanas, se vio que alrededor de los implantes cargados existía más densidad ósea así como mayor contacto al compararlos con los no cargados durante el mismo tiempo, sin observarse diferencias en cada implante según la dirección de la tensión, concluyendo que hay una adaptación estructural del hueso periimplantario a las fuerzas ejercidas<sup>80, 81</sup>. Estos resultados resultan contradictorios con otros trabajos, al concluirse en perros que la carga oclusal durante ocho meses sobre implantes que previamente se dejaron cicatrizar no da lugar a diferencias ni clínicas ni histológicas con los sumergidos sin cargar durante el mismo tiempo, lo que

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEointegración -**

resulta similar a otro estudio en perros en el que no se ven diferencias al mismo nivel entre implantes cargados o no.<sup>97, 118</sup>

Comparando en perros la carga temprana con la carga diferida o sin carga, se ve menor aposición ósea y más pérdida de cresta en los sometidos a carga temprana que en el resto de los grupos, achacando el autor la diferencia a la interferencia negativa de la carga temprana sobre los procesos de cicatrización ósea. Este estudio fue realizado en 1993 usando implantes de titanio aleado sin ningún tratamiento de superficie específico.<sup>201</sup>

En personas estudios histomorfométricos de los implantes dentales unitarios sometidos a carga inmediata, demostraron un contacto óseo del 81% con remodelación activa alrededor de la fijación<sup>179</sup>. En otro estudio los implantes cargados inmediatamente poseen resultados clínicos similares a los colocados en dos fases, demostrando incluso menor resorción ósea en la región coronal<sup>144</sup>. En seguimientos de densitometría ósea se observó a los seis meses mayor densidad alrededor de los cargados inmediatamente en comparación con sumergidos sin cargar durante seis meses.<sup>16</sup>

Un punto importante en el efecto de la carga sobre la osteointegración es el papel del diseño del implante en la transmisión de fuerzas al hueso: “el diseño y el uso de implantes óseos soportantes de carga debe mantener las tensiones del hueso sustentante por debajo de su umbral de microlesiones”. Esto implica que la interfaz ha de tener las propiedades biomecánicas del hueso y proporcionar una ligera elasticidad. La mayor tensión se experimenta en la región ósea adyacente al primer paso de rosca<sup>44, 185</sup>. En el conjunto de la prótesis se pueden incluir elementos de amortiguación, demostrando algunos estudios que el uso de estos elementos aumentaba el porcentaje de contacto óseo<sup>223</sup>. Si la superficie es rugosa y/o bioactiva, las cargas oclusales se transmiten y redistribuyen sobre un área ósea mayor que si son lisas, por lo que el uso de superficies con microtopografía aumentada ayudaría a disminuir la resorción ósea<sup>246</sup>. A pesar de su influencia en la transmisión de cargas, el diseño del implante posee escaso impacto sobre las reacciones óseas que se suceden en el tiempo.<sup>40</sup>

Relacionando las cargas sobre los implantes según su posición de mesial a distal, se registraron mayores fuerzas oclusales según se avanza hacia regiones posteriores, por lo que sería de esperar que en estas zonas hubiese más riesgo de sobrecargas, refiriendo estudios de que el 90% de ciertas complicaciones se produce en las áreas distales.<sup>202</sup>

Relacionado con la carga mecánica, y la percepción de esta por el individuo con implantes dentales, y sin referirse directamente con el proceso de osteointegración, se comprobó en perros que la carga oclusal sobre implantes aumenta el número de ciertas fibras nerviosas que poseen terminaciones libres en el tejido periimplantario, que tal vez actúan como mecanorreceptores<sup>251</sup>. Estudios en personas indican que cuando los implantes anclados en el hueso son cargados mecánicamente se evocan

**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

sensaciones denominadas osteopercepción, siendo estas diferentes a las señales evocadas cuando se carga un diente natural con un ligamento periodontal íntegro. Con los implantes se ve perjudicado el control motor preciso de la mandíbula, disminuyendo diez veces el umbral de percepción de fuerzas, pero curiosamente se perciben mejor las vibraciones y mantienen los reflejos, pero con un mayor umbral. De los estudios de estas percepciones deriva la denominada “integración fisiológica de los implantes”, que es un paso importante para la integración global, algo deseable y que daría lugar a un funcionamiento más natural de las prótesis soportadas por implantes.<sup>3, 242</sup>

### **3.14.3.6. Osteointegración según localización del implante**

En lo referido a la osteointegración y porcentaje de contacto óseo según la posición del implante, ya sea colocado en mandíbula o maxilar y en localizaciones de mesial a distal, existen variados estudios:

Carr, en monos con implantes de titanio sumergidos durante tres meses, afirmó que existía un 18% más contacto y un 11% más área ósea en los colocados en la mandíbula que en el maxilar, siendo diferencias significativas, no haciendo referencia a su posición de mesial a distal. Explicó estas diferencias por que se realizaron las medidas al mismo tiempo en mandíbula que en maxilar, necesitando este último hueso más tiempo para la integración, también expuso que los implantes sumergidos en la mandíbula estarían sometidos a cargas en la interfaz derivadas del movimiento articular. Así la diferencia en estos huesos con implantes similares hace posible sugerir tanto una fuerte influencia local en los parámetros de respuesta ósea, así como también una diferencia básica en tipo y estructura ósea.<sup>39</sup>

En personas, y con distintos modelos de implantes dentales, se vio un éxito del 97% en la mandíbula y del 92% en el maxilar.<sup>132</sup>

Parr, en perros, usando implantes de titanio roscados, observó que el contacto óseo en la mandíbula era superior al registrado en el maxilar, 60,3 % frente al 46,3%, además en el maxilar presentaban más variabilidad. En este estudio también destacan que la región con menor probabilidad de éxito era la maxilar posterior, y que en ambos huesos se registró pérdida ósea en las porciones superiores de los implantes por debajo del primer paso de rosca.<sup>172</sup>

Chang, estudiando la cicatrización de implantes dentales de titanio lisos, roscados, en la sustitución de los premolares en cerdos, y no sometidos a carga, tras un mes no vio diferencias significativas en cuanto a la localización anatómica del hueso respecto al implante, ya fuera en el tercio coronal, medio o apical.<sup>41</sup>

Se registró en una investigación mayor contacto óseo en las zonas proximales de los implantes dentales que en las zonas lingual o bucal.<sup>64</sup>



**- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA -**  
**- OSTEOINTEGRACIÓN -**

No se encontraron citas bibliográficas que hiciesen referencia a la osteointegración de los implantes dentales según la posición de mesial a distal que ocupasen en las arcadas dentales.

## 4- MATERIAL Y MÉTODOS

Protocolo anestésico	Material auxiliar	Agujas hipodérmicas Jeringas de diversos volúmenes Catéteres endovenosos Sistemas de infusión Mascarillas Cal sodada Tubos corrugados Tubos endotraqueales Electrodos de electrocardiografía
	Fármacos	Ringer Lactato Ketamina Xilacina Cloruro mórfico Isoflurano
	Equipos	Equipo de anestesia general inhalatoria conectado al paciente por circuito circular Capnógrafo Electrocardiógrafo

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**

Intervenciones quirúrgicas	Material auxiliar	Gasas de algodón Ropa y vestimenta quirúrgica Clorhexidina Amoxicilina Vicryl® 4/0 Material quirúrgico común Suero salino fisiológico Sistema de aspiración de líquido
	Exodoncia	Periostótomos Botadores Turbina Fresas Fórceps
	Implantación	Material específico para el sistema de implantes SK® aportado por Klockner® Implants S.L. Motor dental con los elementos de transmisión Composites y acrílicos dentales
Preparación histológica de las muestras	Reactivos	Formol al 10% Alcohol etílico absoluto Glicolmetacrilato Tinciones de azul de toluidina, de Van Kossa y Lévai Laczko
	Equipamiento	Sistemas de fijación, deshidratación, infiltración, inclusión, polimerización y corte de Exakt
Análisis de muestras	Equipamiento óptico	Microscopio óptico
	Equipamiento informático	Ordenador sobremesa Cámara digital Programa de procesamiento de imágenes Microimage 4.0
Análisis estadístico	Programa informático	SigmaStat 3.1

**Tabla 3:** material y equipamiento

## **4.1. FASE DE ESTUDIO DE IMPLANTES NO SOMETIDOS A CARGA**

### **4.1.1. Materiales a estudio**

En este apartado se exponen los materiales base objeto de esta investigación, es decir, los tipos de implantes a estudiar y la especie animal en estudio. El resto de materiales usados se citarán cuando se expliquen los métodos y técnicas usados.

#### **4.1.1.1. Implantes**

Los implantes dentales usados en la primera fase de investigación, en la cual no se sometieron a carga inmediata, fueron implantes de titanio comercialmente puro grado III, fabricados y

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

proporcionados por la empresa Klockner<sup>®</sup> Implants S.L., del modelo SK<sup>®</sup>. Estos son endoóseos, con forma de raíz, cilíndricos, macizos y roscados, fabricados por mecanización del bloque de metal. Poseen unas dimensiones del cuerpo de 12 mm de largo por 3,8 mm de diámetro, con un paso de rosca de 1 mm, el cuello mide 1,5 mm de longitud por 4,2 mm de ancho.



**Imagen 2:** fotografía del tipo de implante usado, en este caso se corresponde con la superficie *Contact Ti*.

Lo descrito en el anterior párrafo se refiere al diseño macroscópico, y en base a los tratamientos de modificación superficial del titanio se manejaron en esta fase 5 tipos de superficies, o implantes, elaborados todos a partir del modelo descrito. Estos son:

- *Normal*: Superficies obtenidas por el bombardeo sobre el tronco del implante original con partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , las cuales poseían diámetros con un intervalo de 425-600  $\mu\text{m}$ , no siendo bombardeado el cuello. Se obtuvo así una rugosidad media en la zona tratada de 4,7  $\mu\text{m}$ , manteniendo el cuello con la rugosidad original de 1  $\mu\text{m}$ .
- *Mecanizado*: Superficies que no han sido modificadas por ningún método adicional al proceso de fabricación, por lo tanto la superficie de titanio queda tal y como era tras la mecanización. La rugosidad media es de 1  $\mu\text{m}$ .
- *Arenado total*: Superficies que fueron bombardeados en toda su extensión, incluido el cuello, con partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , las cuales poseían diámetros con un intervalo de 425-600  $\mu\text{m}$ . Poseen una rugosidad media igual que los *Normal*, 4,7  $\mu\text{m}$ .
- *FH*: Superficies que, tras su mecanización, se sometieron a tratamiento con grabado ácido por medio de la inmersión durante 15 segundos en ácido fluorhídrico 3,5 M. El ataque se detiene inmediatamente sumergiendo al implante en agua destilada. Después se lavaron en ultrasonidos con jabón durante 10 minutos y se secaron con aire forzado. Se proporciona una rugosidad superficial de 1,5  $\mu\text{m}$ , ligeramente superior al *Mecanizado*.
- *Contact Ti*: Superficies que tras ser sometidas al mismo tratamiento que las *Normal*, se modificaron mediante el procesado termoquímico consistente en la inmersión en una base fuerte, NaOH 5M en una estufa a 60°C durante 24 horas, posteriormente se lavan mediante inmersión en agua durante una hora y se secan en estufa a 40°C durante un día, tras estos

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

pasos son calentados en un horno a 600°C, rampa 5°C/minuto, durante una hora, dejándose enfriar en el horno hasta temperatura ambiente. Se obtienen superficies con una rugosidad media de 4,2 µm y con un gel denso de titanato de sodio.

Los implantes *Normal*, *Arenado total* y *Mecanizado*, tras su bombardeo o mecanización, según el caso, fueron lavados en ultrasonidos con jabón durante 10 minutos y se secaron con aire forzado. Posteriormente se sometieron a pasivación superficial mediante el ataque químico con ácido clorhídrico 0,6M durante 30 segundos. Seguidamente se procedió a una nueva limpieza con ultrasonidos y jabón durante otros 10 minutos y se secaron con aire forzado.

Por último, los implantes, se esterilizaron con óxido de etileno a temperatura de 37°C a una presión de 760 mbar por un periodo de 5 horas. El proceso posterior de aireación consistió en 18 horas de ventilación forzada y 24 de aireación normal.

#### **4.1.1.2. Animales**

Los animales empleados en la presente fase de estudio, implantes dentales no sometidos a carga inmediata, fueron 5 cerdas miniatura, procedentes de un centro de cría de animales de experimentación, adultas, de entre 5 y 7 años y sanas.

La descripción detallada de este animal de experimentación se expone en el capítulo de especie en estudio.

Fueron tratados en todo momento de acuerdo con las normas vigentes, ajustándonos a la directiva 86/609/CEE del Consejo, de 24 de noviembre de 1986, relativa a la aproximación de disposiciones legales, reglamentarias y administrativas de los Estados Miembros respecto a la protección de los animales utilizados para experimentación y otros fines científicos. Esta fue traspuesta al ordenamiento jurídico español por medio del Real Decreto 223/1988, de 14 de marzo, que pretende garantizar que el número de animales empleados en este tipo de prácticas se reduzca al mínimo y que, en todo caso, a los que se utilicen, se les conceda un trato que evite al máximo el dolor, la angustia, el sufrimiento o la lesión, prolongados innecesariamente. Asimismo, fomenta la limitación de su utilización, favoreciendo el uso de métodos alternativos.



**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

**Imagen 3:** cerdo miniatura en quirófano sometido a inducción con isoflurano por medio de mascarilla.

### **4.1.2. Métodos**

En este apartado se exponen los procesos quirúrgicos de exodoncia e implantación, preparación de las muestras histológicas y técnicas de estudio.

Todo este proceso se realizó por la Unidad de Cirugía y Patología Quirúrgica del Departamento de Ciencias Clínicas Veterinarias de la Universidad de Santiago de Compostela, en las instalaciones del Hospital Clínico Veterinario Rof Codina, en la Facultad de Veterinaria del Campus de Lugo de dicha Universidad, en colaboración con personal del Departamento de Medicina y Cirugía Animal de la Facultad de Veterinaria de la Universidad Complutense de Madrid para la implantación.

#### **4.1.2.1. Exodoncia**

Se realizó la extracción de los premolares maxilares y mandibulares de cada animal bajo anestesia general en quirófano. Para esto se realizó la medicación preanestésica del animal en ayunas con 0,4 mg/Kg de xilacina (Rompum<sup>®</sup>) y 5 mg/Kg de ketamina (Imalgene 1000<sup>®</sup>), y analgesia con 0,2 mg/Kg de cloruro morfíco (Cloruro Mórfico 1% Braun<sup>®</sup>), todos por vía intramuscular. Tras la inmovilización química, se procedió a la inducción anestésica en quirófano por medio de isoflurano (Forane<sup>®</sup>) al 5% vehiculado en un flujo de 8 litros de oxígeno al 100% por medio de mascarilla. Al comprobar la inducción se procedió a intubar al animal con un tubo endotraqueal y se conectó, para el mantenimiento anestésico, a un circuito circular a través del cual se administraba isoflurano al 2% vehiculado en un flujo de 3 litros de oxígeno al 100%. En todo momento de la anestesia el animal se hallaba monitorizado.

Se preparó el campo quirúrgico con la colocación de gasas en la laringe y la higienización de la cavidad oral con clorhexidina (Hibimax<sup>®</sup>) diluida en suero fisiológico al 0,2%.

Tras tener al animal anestesiado se comenzó con el proceso de exodoncia. Para llevarla a cabo se consideró primordial la máxima conservación del tejido óseo y gingival. Se realizó por métodos convencionales de extracción dentaria de piezas multirradiculares. El tamaño y diseño del material usado se eligió según cada situación. Comenzó con la separación de la unión gingivodentaria de la encía adherida mediante el uso de elevadores de periostio afilados. A continuación se localizaron las furcas y se procedió a la sección dentaria de la corona a través de ellas por medio de turbina y fresa, de forma que se transformasen en dientes “unirradiculares”, resultando más cómoda y fácil su extracción<sup>62</sup>. Una vez seccionada la corona, se continuó el proceso mediante la elevación radicular por medio de botadores afilados para desinsertar el ligamento periodontal, con cuidado y paciencia con el fin de no lesionar excesivamente el hueso alveolar. Al comprobarse la movilidad suficiente de la

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

sección dentaria, se aplicó mediante fórceps dental sobre la corona una fuerza rotacional suave y continua a lo largo del eje mayor, hasta que una ligera tracción permitiese la extracción de la sección de su alveolo. Se comprobó que no quedasen restos radiculares. Esto se realizó para cada uno de los premolares maxilares y mandibulares. En todos los casos las hemorragias se resolvieron espontáneamente y se conservó el coágulo.

Se respetaron los protocolos de asepsia quirúrgica.

Se aplicó terapia antibiótica preventiva con amoxicilina (15 mg/kg) por vía intramuscular (Amoxi-LA®).

Todos los animales se recuperaron sin problemas del proceso, se albergaron en el animalario del Hospital, siendo alimentados con pienso en polvo.

Se realizó por personal del Servicio de Cirugía y Anestesiología del Hospital Clínico Veterinario Rof Codina.

#### **4.1.2.2. Colocación de los implantes**

Al cabo de cuatro meses tras la exodoncia se procedió a la colocación de los implantes. En cada animal se aplicaron 20 implantes, 5 por cada hemiarcada y 4 de cada uno de los 5 tipos, adecuadamente distribuidos siguiendo un sistema de rotación que asegurase el buen reparto estadístico, no sumergidos y no sometidos a carga oclusal.

Se comenzó con un protocolo anestésico similar al de la exodoncia. Con el animal anestesiado, se realizaron radiografías en posición oblicua lateral de la mandíbula y del maxilar para descartar alteraciones y elegir el lugar óptimo para la implantación.

Estudiado cada animal, en quirófano, se procede a la colocación de los implantes tras la preparación del campo siguiendo los protocolos de asepsia quirúrgica:

Se comienza con la incisión de la encía sobre la cresta ósea, profundizando hasta el periostio, y separación del colgajo con desperiostizador, así como incisiones laterales de descarga en posición mesial y distal.

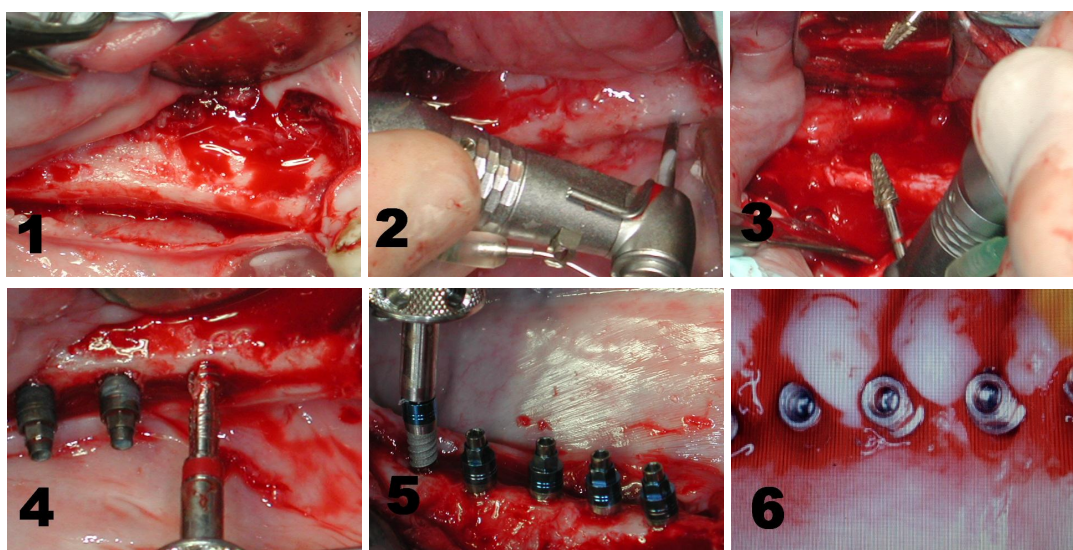
Una vez que el hueso se halla a la vista, se procede con el proceso de colocación, propiamente dicho, del implante (ilustración 11), utilizando el material específico para el modelo SK® usado en el presente estudio, proporcionado por la empresa Klockner® Implants S.L. El primer paso es realizar la guía de orientación del implante mediante el uso de fresas de iniciación a 3.000 rpm con presiones alternas suaves. A continuación se utiliza una fresa avellanadora.

El siguiente paso es la preparación del lecho óseo que recibirá al implante, para lo que se usan fresas helicoidales con irrigación interna de diámetros crecientes con una velocidad de rotación de 300 rpm. A continuación se determina la profundidad y orientación del orificio preparado, mediante



**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

calibradores y paralelizadores. Una vez determinados los parámetros anteriores, se procede a labrar la rosca sobre el hueso con un iniciador. Tras la preparación del lecho óseo se coloca el implante con ayuda del atornillador específico, de forma que el hombro del implante coincidiese con la cresta ósea, y se comprueba su estabilidad.



**Ilustración 11:** proceso de colocación de los implantes:

1. colgajo de encía,
2. guía de orientación con fresas de iniciación,
3. fresa helicoidal,
4. labrado de la rosca,
5. atornillado del implante,
6. vista final con los implantes colocados.

Se suturó la encía con material reabsorbible de 4/0 (Vicryl®).

Los implantes quedaron no sumergidos, y no se les colocó ninguna supraestructura, por lo que no se hallaban en carga oclusal.

La terapia antibiótica preventiva consistió en amoxicilina (15 mg/Kg) por vía intramuscular (Amoxi-LA®).

Todos los cerdos se recuperaron sin problemas del proceso, albergándose en el animalario del Hospital, y aportándoseles alimento líquido y en polvo.

Se llevó a cabo por un equipo de 5 experimentados odontólogos y dos enfermeras, distribuidos en turnos rotatorios y dirigidos por los doctores Ulf Thams y Alejandro Padrós, de la Universidad Complutense de Madrid y el Instituto Padrós, respectivamente.

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

#### **4.1.2.3. Codificación de los implantes**

Para realizar la identificación de cada implante se desarrolló un código de 4 elementos, 2 números y dos letras, lo que también era válido para la comparación entre las distintas variables. Se realizó por separado del tipo de implante para que el ensayo fuese ciego.

- Primer dígito o tiempo: hace referencia al animal concreto y por lo tanto al tiempo desde la implantación al sacrificio, así los cinco números y su significado son: 1 para el implante colocado durante 2 semanas, 2 para el implante colocado durante 4 semanas, 3 para el implante colocado durante 6 semanas, 4 para el implante colocado durante 6 semanas y 5 para el implante colocado durante 10 semanas.
- Segundo dígito o posición: hace referencia a la posición de mesial a distal que ocupa el implante, usándose 5 posiciones y por lo tanto dígitos enteros del 1 al 5 para cada una según avanzamos de mesial a distal.
- Primera letra o localización: hace referencia a la localización del implante, ya sea la mandíbula, correspondiéndole la letra I de inferior, o el maxilar, el cual se identifica con la letra S de superior.
- Segunda letra o lado: hace referencia al lado de cada arcada que ocupa el implante, identificándose la izquierda con la letra I y la derecha con la D.

Así por ejemplo el código 32SD relativo a un implante, nos indica que este se corresponde al colocado en el cerdo 3 sacrificado a las 6 semanas postimplantación, en la segunda posición del maxilar derecho.

#### **4.1.2.4. Sacrificio de los animales**

Con el fin de obtener las muestras necesarias para el desarrollo de la presente investigación, y teniendo en cuenta las normas vigentes sobre Bienestar Animal, se procedió a realizar el sacrificio de los cerdos mediante la aplicación endovenosa de pentobarbital (Dolethal®), según peso, previa inmovilización química. El sacrificio se realizó teniendo en cuenta el tiempo transcurrido desde la colocación quirúrgica de los implantes, de tal forma que el cerdo 1 se sacrificó a las 2 semanas postimplantación, el 2 a las 4 semanas, el 3 a las 6 semanas, el 4 a las 8 semanas y el 5 a las 10 semanas.

Inmediatamente después del sacrificio de los animales, se comenzó el proceso de obtención de las muestras mediante la extracción del hueso maxilar y mandibular de cada animal, poniendo siempre la máxima cautela, guiados por radiografías, para no afectar al implante así como al tejido blando y óseo circundante, manteniendo su anclaje y tejidos periimplantarios.

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

#### **4.1.2.5. Preparación histológica de las muestras**

Tras la extracción de las arcadas superior e inferior, y con el fin de obtener bloques para la fijación, se procedió al corte de secciones que incluían el implante dental correspondiente junto con los tejidos circundantes, de forma que cada bloque se correspondiese con cada implante. Las muestras fueron identificadas mediante el código explicado, manteniéndose esta identificación por distintos medios a lo largo de todo el proceso. Esta operación se realizó con una sierra circular con filo de diamante e irrigada continuamente (Accutom 50<sup>®</sup>, Struers, Alemania). Antes de realizar este corte, se realizaron radiografías de las porciones óseas extraídas con el fin de determinar la posición concreta del implante y no dañarlo.

A continuación se procesaron mediante técnicas de inclusión en metacrilato descritas por Donath para el estudio de cortes histológicos sin descalcificar, lo que se expone seguidamente:<sup>8, 57</sup>

- **Fijación:**

Por medio de inmersión de las muestras en formol al 10% durante dos semanas.

- **Deshidratación:**

Se llevó a cabo mediante pases sucesivos de los segmentos óseos con los implantes por alcohol etílico de concentraciones graduales de 70, 80, 96, y 100%, durante tres días de inmersión en cada uno, realizándose el paso de la concentración al 100% dos veces, bajo un sistema de agitación de vaivén (SM30, Edmund Bühler Alemania).

- **Infiltración:**

La infiltración plástica se realizó mediante la inmersión de los bloques en una mezcla de distintas concentraciones de glicometacrilato (Technovit 7200-VLC<sup>®</sup> Heraus Kulzer GMBH, Werheim, Alemania) con alcohol etílico, finalizando con dos infiltraciones de glicometacrilato puro. Este proceso se realiza bajo agitación constante en contenedor opaco, siguiendo los siguientes pasos, cada uno durante tres días:

- Technovit 7200-VLC<sup>®</sup>: alcohol (30:70),
- Technovit 7200-VLC<sup>®</sup>: alcohol (50:50),
- Technovit 7200-VLC<sup>®</sup>: alcohol (70:30),
- Technovit 7200-VLC<sup>®</sup> (100),
- Technovit 7200-VLC<sup>®</sup> (100) al vacío.

- **Inclusión y polimerización:**

Las muestras procedentes de los pasos anteriores se procesaron para su inclusión colocándolas en moldes de polietileno que se rellenaron con resina Technovit 7200<sup>®</sup>, los cuales se alojaron en una unidad de reinfiltración Exakt 530<sup>®</sup> (Exakt Aparatbau GMBH, Alemania), que incluye

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

bomba de vacío, para eliminar el aire presente en la muestra, posteriormente se traspasaron al sistema de polimerización (o infiltración) formado por la unidad de polimerización por luz Exakt 520<sup>®</sup> (Exakt Aparatebau GMBH, Alemania), siguiendo un proceso en dos pasos:

- Paso 1: con luz amarilla de baja intensidad a una temperatura inferior a 40° C para la activación y polimerización extensa durante cuatro horas,
- Paso 2: con luz azul de gran intensidad, para que polimerice el metacrilato que hay en el interior del tejido, durante diez horas,
- Incubación en estufa a 37°C durante un día.

- **Preparación para obtener una superficie paralela al portaobjetos:**

A los bloques, resultantes de los pasos anteriores, se les realizó radiografías en diversas vistas con el fin de señalar la línea media longitudinal vestibulo-lingual del implante. A continuación se procedió al corte por la línea marcada mediante la sierra circular de filo de diamante a bajas revoluciones, sujetando al bloque con una mordaza específica. Cada sección se pegó, sobre la superficie con el implante a la vista, con cinta adhesiva de doble cara a un portaobjetos temporal y, mediante la resina Technovit 4000<sup>®</sup> (Heraus Kulzer GMBH, Alemania) y una prensa adhesiva de vacío de planos paralelos Exakt 401<sup>®</sup> (Exakt Aparatebau GMBH, Alemania) se pegó a otro porta intermedio por la cara sin implante. Tras el secado de la resina y comprobación de la adhesión de la muestra a este portaobjetos, se procedió al despegado de la cinta adhesiva y al desbaste de la superficie con el implante mediante el sistema de pulido Exakt 400<sup>®</sup> (Exakt Aparatebau GMBH, Alemania) con papel de pulido, propio del sistema, de un grosor de grano de 1200, bajo supervisión ocular periódica hasta ver la superficie del implante brillante y lisa. La superficie de muestra libre resulta paralela al portaobjetos intermedio. Esta superficie se adhiere al portaobjetos definitivo con la resina Technovit 7210<sup>®</sup> (Heraus Kulzer GMBH, Alemania) mediante el sistema de prensa adhesiva Exakt 402<sup>®</sup> (Exakt Aparatebau GMBH, Alemania), de forma que el portaobjetos intermedio y definitivo fuesen totalmente paralelos.

- **Preparación de la muestra final:**

Al terminar el procesado anterior, y tras comprobar la adhesión de la muestra al portaobjetos definitivo, se cortó con la sierra circular, a bajas revoluciones y con irrigación, una sección de 200 µm sobre este portaobjetos, sujeto mediante portamuestras de vacío. Esta preparación se pulió con el sistema Exakt 400<sup>®</sup>, comenzando con papeles con un grosor de grano de 1200, siguiendo con uno de 4000, hasta un grosor de 80 µm, terminando con una suspensión de

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

polvo de diamante de 0,25  $\mu\text{m}$  sobre un paño de pulido de terciopelo, consiguiendo una sección definitiva de 70 micrómetros, perfectamente lisa y paralela, lista para la tinción.

- **Tinción de las preparaciones:**

En esta fase de estudio se realizaron preparaciones histológicas con las dos superficies resultantes del corte por la línea media del implante, y a cada una de las dos muestras resultantes de un mismo implante se le aplicó un protocolo de tinción distinto, por lo tanto de cada uno se estudiaron dos cortes histológicos. Se proponen varios métodos de tinción básica<sup>83</sup>, y para muestras incluidas en resinas<sup>206</sup>. En este estudio se usó tinción con azul de toluidina y de plata de Kossa:

*Azul de toluidina:*

- 1- Agitar la muestra en peróxido de hidrógeno al 10% durante 5 minutos.
- 2- Sumergir en agua destilada.
- 3- Secar al aire.
- 4- Tinción en solución de toluidina durante 20 minutos. La solución se prepara al mezclar, con un agitador magnético durante 15 minutos, la solución A (800 mililitros de agua destilada, 8 gramos de tetraborato de sodio, 8 gramos de azul de toluidina, mezclados con agitador magnético durante 15 minutos) y la solución B (200 mililitros de agua destilada, 2 gramos de pirodin G, mezclados con agitador magnético durante 15 minutos), para finalmente filtrar 2 veces la mezcla obtenida.
- 5- Sumergir en agua destilada.
- 6- Secar cuidadosamente durante 5 minutos en la estufa a 40°C o al aire durante 12 horas.

*Tinción de plata de Kossa:*

- 1- Sumergir la muestra en peróxido de hidrógeno al 30% durante 50-60 segundos.
- 2- Sumergir en agua destilada durante 30 segundos.
- 3- Sumergir en solución de nitrato de plata al 3%, elaborada a partir de 6 gramos de nitrato de plata y 200 mililitros de agua destilada, durante 60-120 segundos.
- 4- Sumergir en agua destilada durante 60 segundos, en dos inmersiones de 30 segundos cada una.
- 5- Sumergir durante 40 segundos en una solución de sodaformol, elaborada a partir de la mezcla de 10 gramos de carbonato sódico, y 150 mililitros de agua destilada, vigilando la reacción mediante control visual.
- 6- Sumergir en agua destilada durante 30 segundos.

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

- 7- Mantener durante 10 segundos en una solución de tiosulfato sódico elaborada a partir de 10 gramos de tiosulfato sódico y 200 ml de agua destilada.
- 8- Lavar con agua destilada y secar.

#### **4.1.2.6. Análisis histomorfométrico de la muestra**

Cada una de las preparaciones obtenidas fue procesada para su estudio histomorfométrico cuantitativo por medio de una cámara fotográfica digital Olympus DP12® (Olympus Optical Co., Ltd. Japan) acoplada a un microscopio óptico Olympus CH30®. Se realizaron fotografías a aumentos de 4x de toda la periferia de cada una de las preparaciones histológicas, en las que observaba el cuerpo de la prótesis y tejidos periimplantarios, descargándose en un ordenador de sobremesa convencional mediante el propio programa de captura de imágenes del modelo de cámara digital usado.

Una vez digitalizadas las muestras, se procedió a realizar las medidas pertinentes mediante el programa informático analizador de imágenes Olympus Microimage® versión 4.0 para Windows®, mediante una doble medición realizada por dos operarios distintos, y en ciego, al desconocer estos que tipo de implante se correspondía a cada muestra.

La medida efectuada fue la del contacto óseo directo, que se realizó trazando líneas continuas por medio de un dispositivo ratón periférico sobre la superficie del implante, desde el hombro, y registrando los datos de cada segmento obtenidos como contacto con tejido óseo o blando, desechando aquellos segmentos en los que por variados motivos no se podía medir (penetración en senos, contacto con raíces, suciedad de la muestra, pérdida de muestra por el procesado...). Al final del procesado de cada imagen, el programa nos aportaba los datos métricos de cada segmento de las líneas trazadas, obteniéndose las medidas totales que eran exportadas a una hoja de cálculo Excel® de Windows® y se calculaban entonces los porcentajes de contacto óseo y de tejidos blandos. Las mediciones se realizaron tras el calibrado del analizador de imágenes de acuerdo con los aumentos ópticos de la microscopia. De las dos mediciones realizadas se calculó la media, que representa el dato de trabajo.

En lo relativo a la medida del contacto óseo, no se diferenciaba si el hueso en contacto con el implante es tejido neoformado o si era hueso prístino, para el hueso neoformado tampoco se diferenció si era inmaduro o maduro y ordenado.

#### **4.1.2.7. Análisis histológico de la muestra**

De cada preparación histológica se realizó un análisis semicuantitativo de 4 parámetros: la vascularización, el daño, y la reparación del tejido óseo circundante al implante, así como la cantidad de tejido fibroso presente en la interfaz. A cada parámetro en cada campo estudiado se le asignaba un

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 1ª FASE -**

valor, y al final se calculaba la media de cada parámetro para cada implante. La puntuación usada se desglosa a continuación:

**Tejido fibroso en la interfaz:**

- 0: ausencia
- 1: ligera presencia
- 2: moderada presencia
- 3: marcada presencia
- 4: severa presencia

**Vascularización ósea:**

- 0: no presencia
- 1: ligera presencia
- 2: moderada presencia
- 3: marcada presencia
- 4: severa presencia

**Daño del tejido óseo:**

- 0: ausencia de daño
- 1: daño ligero
- 2: daño moderado
- 3: daño marcado
- 4: daño severo

**Reparación del tejido óseo:**

- 0: ausencia de reparación
- 1: reparación ligera
- 2: reparación moderada
- 3: reparación marcada
- 4: reparación muy marcada

Las indicaciones de Aaron<sup>2</sup> y Jansen<sup>108</sup> nos sirvieron de orientación para el estudio histomorfométrico e histológico, respectivamente, de las muestras.

#### **4.1.2.8. Análisis estadístico**

Para realizar el estudio estadístico, de las distintas variables existentes en la presente fase, se utilizó el programa informático SigmaStat 3.1<sup>©</sup> de Systat Software Inc de 2004 para Windows XP<sup>®</sup>.

El primer paso fue la decodificación de las muestras según el sistema visto y relacionándolo con el tipo de superficie del implante.

La comparación de medias se realizó con ANOVA de un factor mediante el procedimiento de comparación múltiple de parejas por el método Holm-Sidak. El nivel de significación se estableció a  $P < 0,05$ .

En las situaciones que solo interesaba comparar dos grupos, la comparación de medias se realizó mediante el método t-test, con un nivel de significación de  $P < 0,05$ .

## **4.2. FASE DE ESTUDIO DE IMPLANTES SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA**

### **4.2.1. Materiales**

#### **4.2.1.1. Implantes**

Tras realizar la anterior fase de estudio se seleccionaron dos tipos de implantes dentales, o lo que es lo mismo, dos tipos de superficie, para someterlos a la fase de investigación de carga inmediata. La selección se basó en la globalidad de los resultados obtenidos, de forma que fuesen los que se integrasen con mayor éxito, mayor porcentaje de contacto óseo de forma global y a menores tiempos,

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 2ª FASE -**

así como la respuesta histológica más ideal en base a la menor diferencia entre daño y reparación ósea y menor cantidad de tejido fibroso en la interfaz. En todas las estimaciones nos decantamos por la existencia de valores estadísticamente significativos.

Analizando todas las situaciones se eligieron los implantes con superficie *Normal* y *Contact Ti*.

Estos implantes son del mismo modelo, características y fabricante que los usados en la fase anterior.

#### **4.2.1.2. Animales**

Los animales empleados en la presente fase de estudio, implantes dentales sometidos a carga inmediata, fueron 5 cerdas miniatura, procedentes de un centro de cría de animales de experimentación, adultas, de entre 5 y 7 años y sanas.

Fueron tratados en todo momento de acuerdo con las normas vigentes, citadas con anterioridad.

#### **4.2.2. Métodos**

##### **4.2.2.1. Exodoncia e implantación**

Se siguieron los mismos procedimientos, de anestesia y quirúrgicos, con el mismo personal, que en la fase anterior para extraer a cada animal los 4 premolares de cada hemiarcada.

A los cuatro meses tras la extracción de las piezas dentarias se procedió a la colocación de los implantes dentales, de forma que hubiese 20 por cada animal, 5 en cada hemiarcada y 10 de cada tipo de superficie, sometiéndolos a carga oclusal en el mismo momento de la cirugía (carga inmediata), siguiendo un sistema de rotación que asegurase una buena distribución estadística.

Para el abordaje y preparación del lecho óseo de los implantes se procedió de similar manera que en la fase de no soporte de carga.

Una vez colocado cada implante en su posición correspondiente, y comprobada la estabilidad inicial (parámetro crítico según la bibliografía), se procedió a añadir los elementos necesarios para que sobre los cinco implantes de cada hemiarcada se acoplasen supraestructuras que los conectasen entre sí, que diesen estabilidad y rigidez al conjunto, así como que permitieran la carga oclusal ya desde el mismo momento de la cirugía.

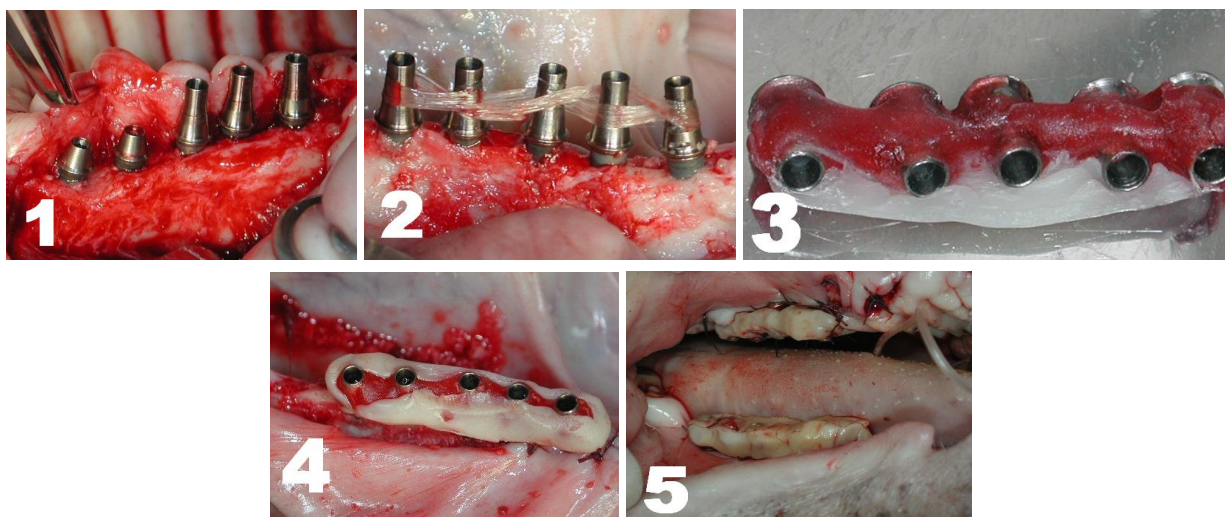
Los elementos colocados a cada fijación eran la extensión transmucosa y el pilar para cemento, junto con los tornillos correspondientes, específicos para el modelo de implante usado, fabricados y proporcionados por la empresa Klockner Implants S.L., que también cedió el utillaje necesario. La extensión transmucosa se enrosca con la rosca externa de la cabeza del implante. El pilar



**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 2ª FASE -**

para cemento se acopla recubriendo la extensión transmucosa mediante un tornillo de tracción atornillado en la rosca interna de la cabeza del implante.

La supraestructura se realizó mediante la ferulización rígida de los pilares para cemento por medio de una estructura de fibra de vidrio recubierta por una resina acrílica de dos componentes. Tras el endurecimiento de esta, se recubrió con composite, el cual se polimerizó mediante una lámpara de fotopolimerización (ilustración 12).



**Ilustración 12:** pasos para la colocación de la supraestructura con el fin de someter al implante a carga inmediata:

1. implantes con la extensión transmucosa (los dos de la izquierda) y pilar para cemento (restantes),
2. ferulización de las fijaciones mediante fibra de vidrio rodeando a los pilares,
3. aplicación, fuera de la boca, del acrílico sobre los pilares,
4. supraestructura colocada, con la primera capa de composite, en la boca del animal,
5. supraestructura definitiva en maxilar y mandíbula, con el composite moldeado con la apariencia de los premolares, con capacidad de oclusión directa.

Tras la colocación de la supraestructura, se suturó la encía con material reabsorbible (Vicryl® 4/0).

Se aplicó terapia antibiótica preventiva con amoxicilina (15 mg/kg) por vía intramuscular (Amoxi-LA®).

Los animales fueron albergados en el animalario del Hospital, proporcionándosele alimento líquido y pienso en polvo.

Se llevó a cabo por los experimentados doctores Thams, San Román y Manzanares en las instalaciones del Hospital.

La codificación de los implantes se realizó con el mismo sistema que en la primera fase de investigación.

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 2ª FASE -**

#### **4.2.2.2. Recuperación y preparación histológica de las muestras**

Con el fin de recuperar las muestras usadas en el desarrollo de la presente investigación, y teniendo en cuenta las normas vigentes sobre Bienestar Animal, se procedió a realizar el sacrificio de todos los cerdos a los 6 meses desde la implantación.

A continuación se procedió a la preparación de las muestras de una manera semejante a la usada en la primera fase de la investigación, mediante técnicas de inclusión en metacrilato para el estudio de cortes histológicos sin descalcificar descritas por Donath.

Se procesó sólo una preparación histológica por cada implante dental a estudiar.

La tinción se realizó por el método Lévai Laczko, mediante los siguientes pasos:

- 1- Sumergir la muestra en peróxido de hidrógeno al 30% durante 5 minutos, con movimiento constante.
- 2- Lavar dos veces con agua corriente.
- 3- Descalcificación de la superficie con ácido acético durante 1 minuto.
- 4- Lavar dos veces con agua corriente.
- 5- Sumergir la muestra durante 20 minutos en la solución A, elaborada a partir de la mezcla de Azur II al 1% en agua destilada, azul de metileno al 1% en agua destilada y  $\text{Na}_2\text{CO}_3$  al 1% en agua destilada, filtrándose antes de su uso.
- 6- Lavar con dos veces agua corriente.
- 7- Sumergir, cada preparación individualmente, durante 5 segundos en la solución B de pararosanilina al 1% en agua destilada.
- 8- Lavar con agua corriente y secar.

#### **4.2.2.3. Análisis histológico, histomorfométrico y estadístico de las muestras**

Para estudiar las muestras obtenidas, tanto en el aspecto histológico como en el histomorfométrico, y para analizar estadísticamente los resultados, se procedió con similares protocolos que en la primera fase de la presente investigación.

**- MATERIAL Y MÉTODOS -**  
**- 2ª FASE -**

## 5-HIPÓTESIS

**- HIPÓTESIS -**  
**- 1ª FASE -**

## **5.1. IMPLANTES NO SOMETIDOS A CARGA**

Tras estudiar las diversas publicaciones relacionadas con el presente trabajo y diseñar la fase experimental se emiten las siguientes hipótesis:

1. Los implantes con la superficie bombardeada con partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 425-600  $\mu\text{m}$  de diámetro (*Normal, Arenado total, Contact Ti*), mostrarán mayor porcentaje de contacto óseo y mejor respuesta histológica, al compararlos con los implantes con la superficie no bombardeada (*Mecanizado, FH*). No se verán diferencias dentro del mismo grupo.

### **- HIPÓTESIS -**

2. Los implantes con superficie bombardeada con partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 425-600  $\mu\text{m}$  de diámetro (*Normal*, *Arenado total*, *Contact Ti*), mostrarán en el menor tiempo el mayor contacto óseo y la mejor respuesta histológica, y de estos, los que más rápidamente se integren serán los que además se sometieron a tratamiento termoquímico con NaOH (*Contact Ti*).
3. Respecto al tiempo, habrá tendencia a aumentar el porcentaje de contacto óseo, la vascularización, y la reparación del tejido óseo, y tendencia a la disminución de los tejidos blandos existentes en la interfaz así como a la reducción del daño.
4. Los implantes localizados en la mandíbula de los cerdos miniatura mostrarán mayor porcentaje de contacto óseo que los localizados en el maxilar.
5. No existirán diferencias en cuanto al lado de colocación de los implantes.
6. No existirán diferencias en lo relativo a la posición de mesial a distal que ocupen los implantes.

## **5.2. IMPLANTES SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA**

Tras realizar la fase anterior, de la que se derivó la elección de los implantes con superficie *Contact Ti* y *Normal* para ser sometidos a carga inmediata, así como estudiar las diversas publicaciones relacionadas con el presente trabajo y diseñar la fase experimental se emiten las siguientes hipótesis:

**ESTUDIO EXPERIMENTAL EN EL CERDO DEL USO DE IMPLANTES DENTALES ANTE  
SITUACIONES DE CARGA INMEDIATA**

7. Ambos tipos de implantes se osteointegrarán.
8. No habrá diferencias significativas entre los tipos *Contact Ti* y *Normal* en lo relativo al porcentaje de contacto óseo y respuesta histológica, tal vez existirá una ligera superioridad de los *Contact Ti*.
9. Los implantes localizados en la mandíbula mostrarán mayor porcentaje de contacto óseo que los localizados en el maxilar.
10. No existirán diferencias en lo relativo a la posición de mesial a distal que ocupen los implantes.

## 6-RESULTADOS



Seguidamente se realiza la exposición de los resultados obtenidos, dividiéndose en dos partes, la primera se refiere a los implantes dentales no sometidos a carga y en la segunda se exponen los resultados de los sometidos a carga inmediata tras su inserción en la boca de los cerdos miniatura. Dentro de cada parte se presentan los resultados de los fracasos, del porcentaje de contacto óseo, y el análisis histológico.

## **6.1. IMPLANTES NO SOMETIDOS A CARGA**

### **6.1.1. *Fracasos***

Consideramos como fracaso la invalidez del implante para ser estudiado, debido a la ausencia de osteointegración desde el punto de vista mecánico, comprobándose durante la realización de las preparaciones histológicas al observar falta o inestabilidad del implante en su lugar de colocación, por lo que resultaba imposible su procesamiento de forma válida, produciéndose incluso su desprendimiento.

**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

También se consideró fracaso el encapsulamiento del implante con tejido fibroso o la existencia de un mínimo contacto óseo visto en la preparación histológica.

Las causas de los fracasos se tratarán de explicar en el apartado de discusión.

De los 100 implantes dentales no sometidos a carga fracasaron en la presente investigación 18, lo que equivale a un porcentaje de éxito del 82%.

A continuación se presentan los valores y porcentajes de fracaso según varios parámetros y con la notación número de fracasos/número de implantes (porcentaje de fracaso):

- **Según el tiempo de implantación:**

2Sem	4Sem	6Sem	8Sem	10Sem
0/20	5/20 (25%)	3/20 (15%)	10/20 (50%)	0/20

**Tabla 4:** fracaso según el tiempo en la fase libre de carga.

Se ve que en el cerdo que estuvo implantado durante ocho semanas se registró un 50% de pérdidas, lo que representa más de la mitad (56%) de los fracasos totales a lo largo de esta fase de estudio. No se registró el tiempo real de fracaso.

- **Según lado y posición de mesial a distal:**

Se observa que los fracasos según la posición del implante son idénticos desde el primero hasta el cuarto, doblándose la tasa en la posición más distal.

También se registraron el doble de fracasos en el lado derecho de la boca en comparación con el izquierdo. Los fracasos en las hemiarcadas derechas representan el 67% de los totales.

	1	2	3	4	5	Total
Derecha	3/10 (30%)	2/10 (20%)	2/10 (20%)	2/10 (20%)	3/10 (30%)	12/50 (24%)
Izquierda	0/10	1/10 (10%)	1/10 (10%)	1/10 (10%)	3/10 (30%)	6/50 (12%)
Total	3/20 (15%)	3/20 (15%)	3/20 (15%)	3/20 (15%)	6/20 (30%)	18/100 (18%)

**Tabla 5:** fracaso según lado y posición en la fase libre de carga.

- **Según localización y tipo de superficie:**

	Normal	Mecanizado	Arenado total	FH	Contact Ti	Total
Mandíbula	3/10 (30%)	5/10 (50%)	2/10 (20%)	3/10 (30%)	1/10 (10%)	14/50 (28%)
Maxilar	0/10	1/10	1/10	2/10	0/10	4/50

**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

		(10%)	(10%)	(20%)		(8%)
<b>Total</b>	3/20 (15%)	6/20 (30%)	3/20 (15%)	5/20 (25%)	1/20 (5%)	18/100 (18%)

**Tabla 6:** fracaso según localización y superficie en la fase libre de carga.

En la mandíbula se registraron tres veces y media más fracasos que en el maxilar, representando el 78% de los fracasos.

Analizando el tipo de superficie del implante, se observó que el tipo con menos fracaso es el *Contact Ti*, y el de mayor es el *Mecanizado*, el cual tuvo una tasa 6 veces superior. Los bombardeados mostraron un fracaso de aproximadamente el 12%, mientras que para los no arenados fue de casi 28%. Se puede decir que según aumenta la rugosidad del implante mediante tratamientos específicos, y si se aporta bioactividad a la superficie, aumenta el porcentaje de éxito.

### **6.1.2. Porcentaje de contacto óseo**

Tras realizar las mediciones histomorfométricas correspondientes y el análisis estadístico de los datos obtenidos, se pueden exponer los resultados de porcentaje de contacto óseo (PCO) entre la superficie de los implantes dentales utilizados y el hueso circundante. Se tratarán de explicar por medio de tablas y gráficas en las que se correlacionan diversos parámetros.

No existen diferencias en cuanto a las mediciones realizadas con las dos tinciones usadas en esta fase, y por lo tanto, tampoco según el corte histológico a distinto nivel y operador. Las medias calculadas provienen de la combinación de las mediciones de estos dos cortes de cada implante viable.

El valor medio de todos los implantes muestreados es de  $37,412\% \pm 19,357$ .

El valor más alto obtenido es el de un implante del cerdo sacrificado a las seis semanas postimplantación en la posición 3 de la hemiarcada izquierda de la mandíbula y tipo *Normal*, seguido por otro de tipo *Contact Ti* situado en el mismo cerdo en la posición 2 de la misma hemiarcada, siendo 73,729% y 73,425% respectivamente. El valor más bajo se corresponde a un implante con superficie *Contact Ti* colocado en hemiarcada izquierda del cerdo sacrificado a las dos semanas, siendo 4,722%, en este cerdo se dieron otros dos porcentajes menores del 10%.

A continuación se mostrarán las tablas y gráficas creadas en base a los resultados de la presente fase. Las diferencias estadísticamente significativas ( $P < 0.05$ ) interesantes para el presente estudio se mostrarán bajo las gráficas de comparación de contacto óseo según los diversos parámetros.

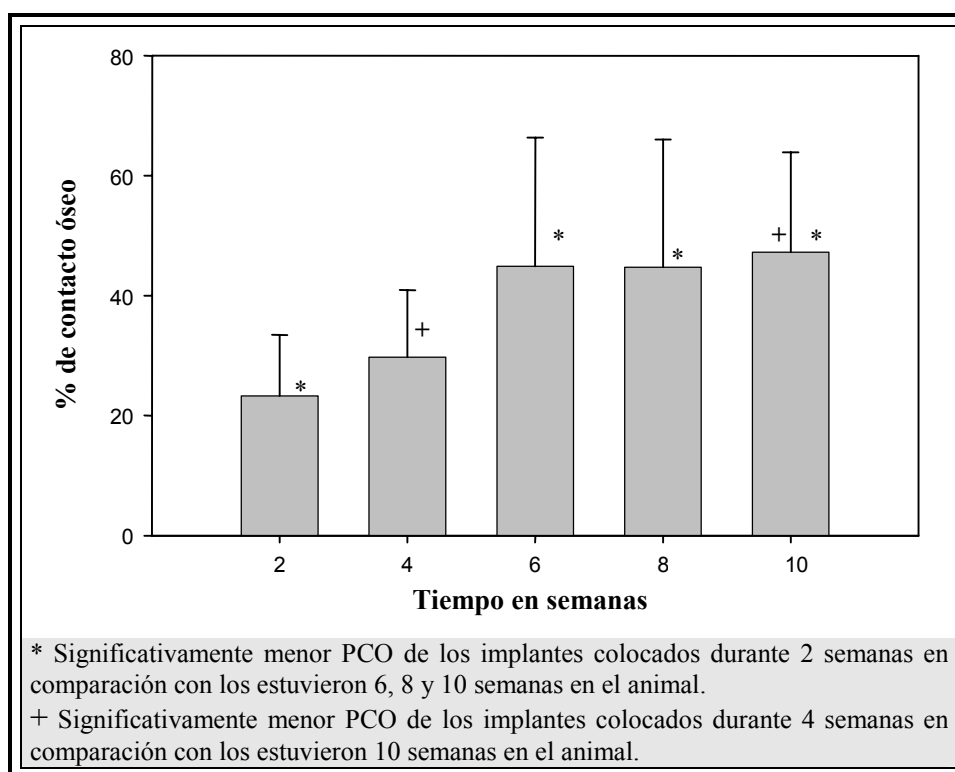
**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

TIEMPO		SUPERFICIE		POSICIÓN		LADO		LOCALIZACIÓN	
2Sem	23,299 ±10,142	Normal	44,186 ±18,663	1	33,960 ±16,459	Derecha	32,742 ±18,173	Mandíbula	44,863 ±17,426
4Sem	29,715 ±11,215	Mecanizada	32,833 ±11,691	2	33,960 ±16,459				
6Sem	44,901 ±21,434	Arenada Total	40,495 ±17,474	3	39,084 ±21,601				
8Sem	44,695 ±21,318	FH	23,808 ±14,646	4	32,926 ±18,246	Izquierda	41.404 ±18,650	Maxilar	31,542 ±17,716
10Sem	47,200 ±16,318	Contact Ti	42,612 ±22,288	5	38,236 ±19,935				

**Tabla 7:** medias de porcentajes de contacto óseo para los distintos parámetros considerados en la fase libre de carga, ± desviación estándar.

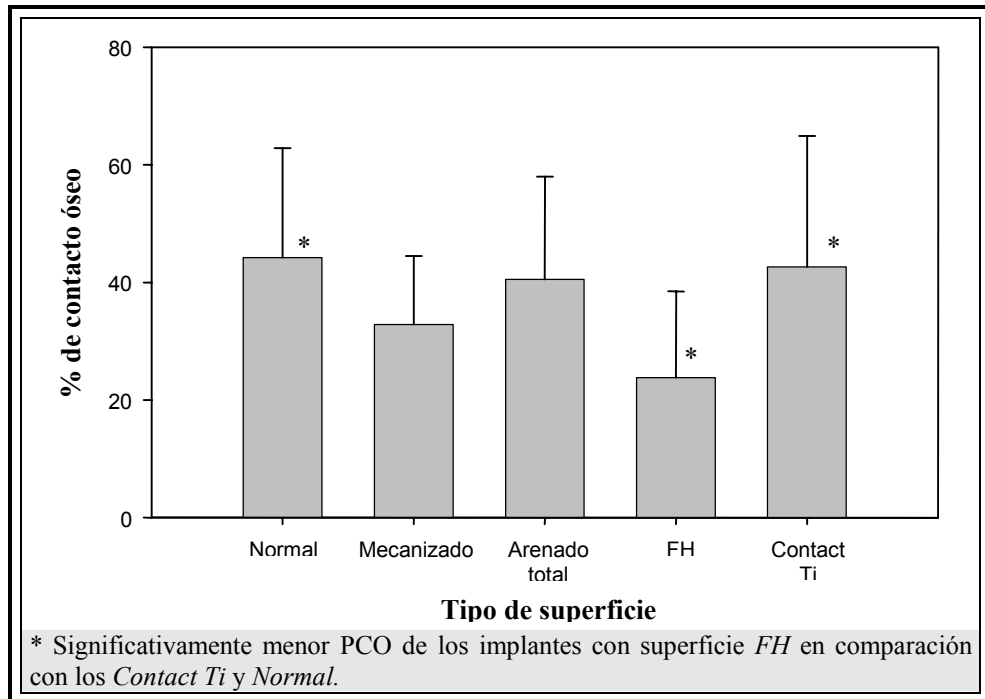
Bombardeada	No bombardeada
43,163 ±18,822	28,165 ±13,849

**Tabla 8:** medias de porcentajes de contacto óseo según si la superficie en la fase libre de carga fue bombardeada con Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> o no bombardeada, ± desviación estándar.

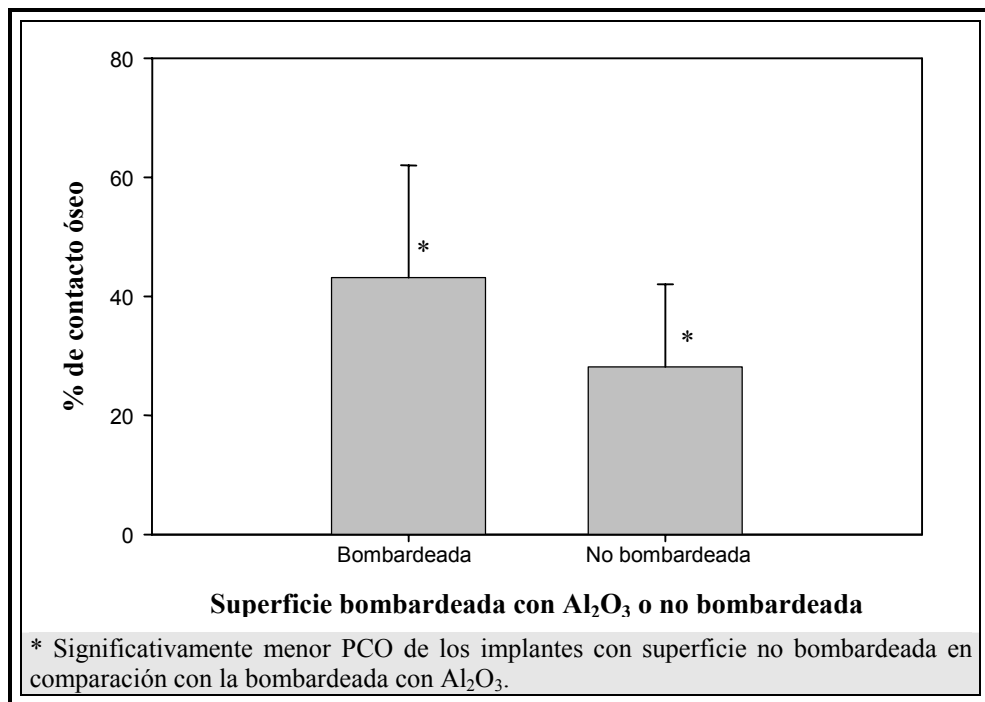


**Gráfica 1:** porcentaje de contacto óseo según el tiempo de implantación en la fase libre de carga.

**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

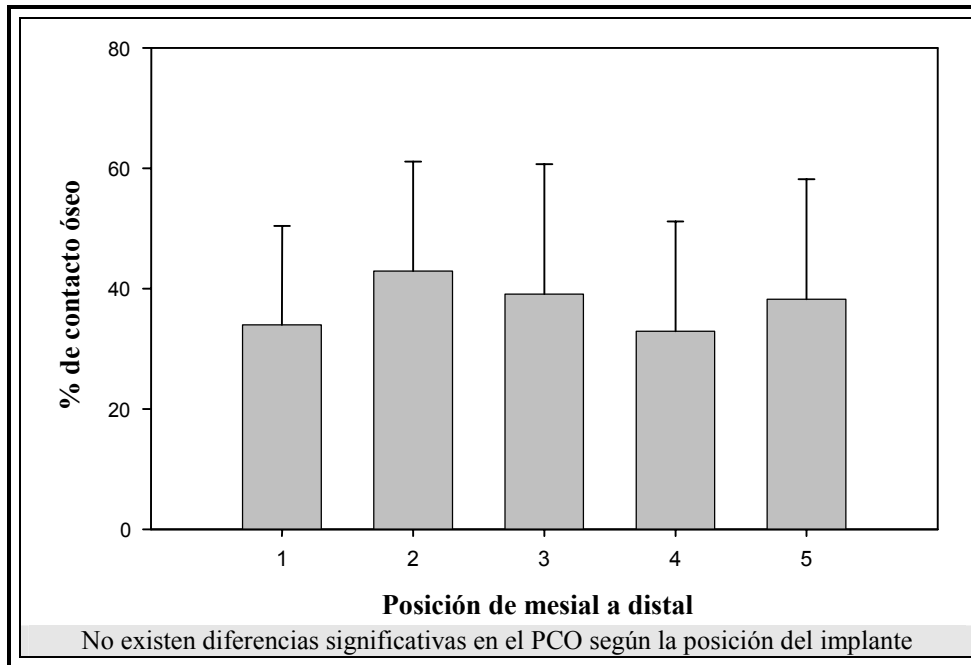


**Gráfica 2:** porcentaje de contacto óseo según el tipo de superficie del implante en la fase libre de carga.

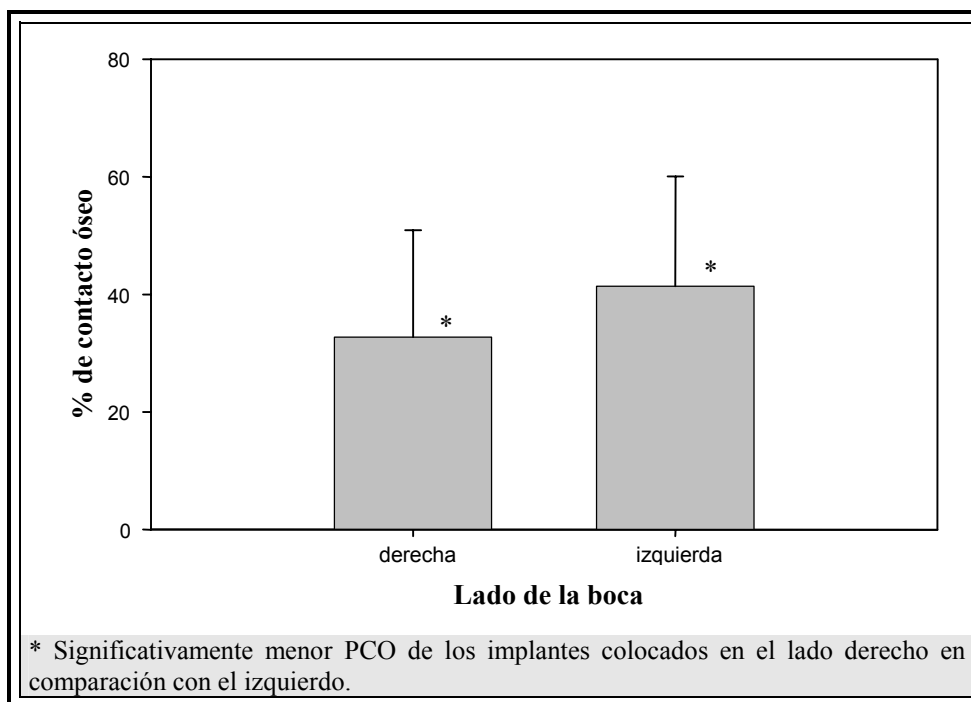


**Gráfica 3:** porcentaje de contacto óseo según si la superficie fue bombardeada con Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> o no, en la fase libre de carga.

**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

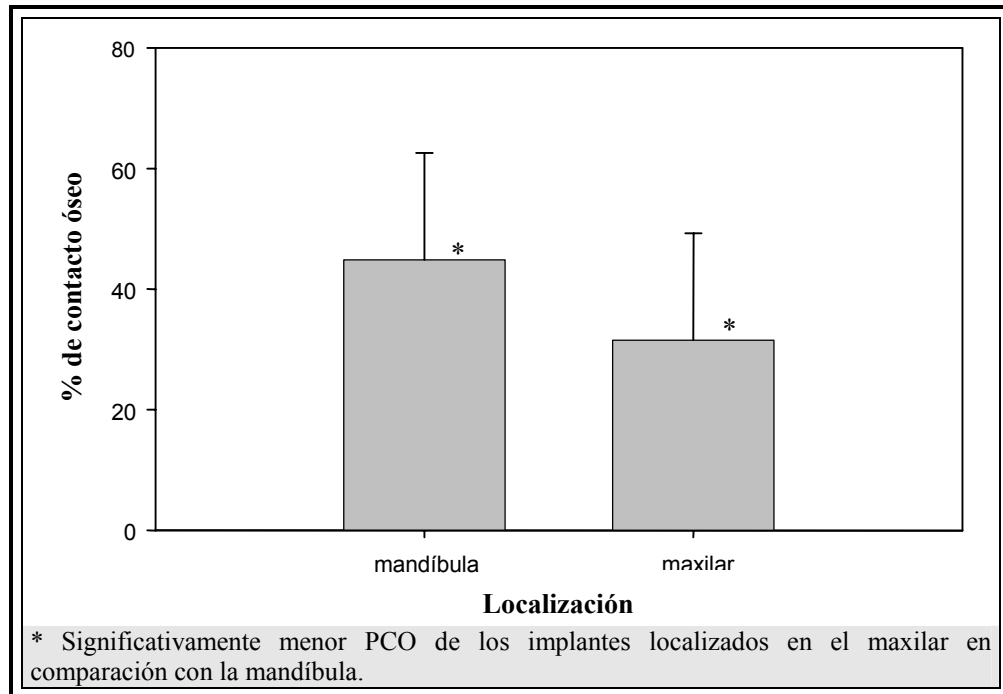


**Gráfica 4:** porcentaje de contacto óseo según la posición del implante de mesial a distal en la fase libre de carga.



**Gráfica 5:** porcentaje de contacto óseo según el lado de colocación del implante en la fase libre de carga.

**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**



**Gráfica 6:** porcentaje de contacto óseo según la localización del implante en la mandíbula o maxilar en la fase libre de carga.

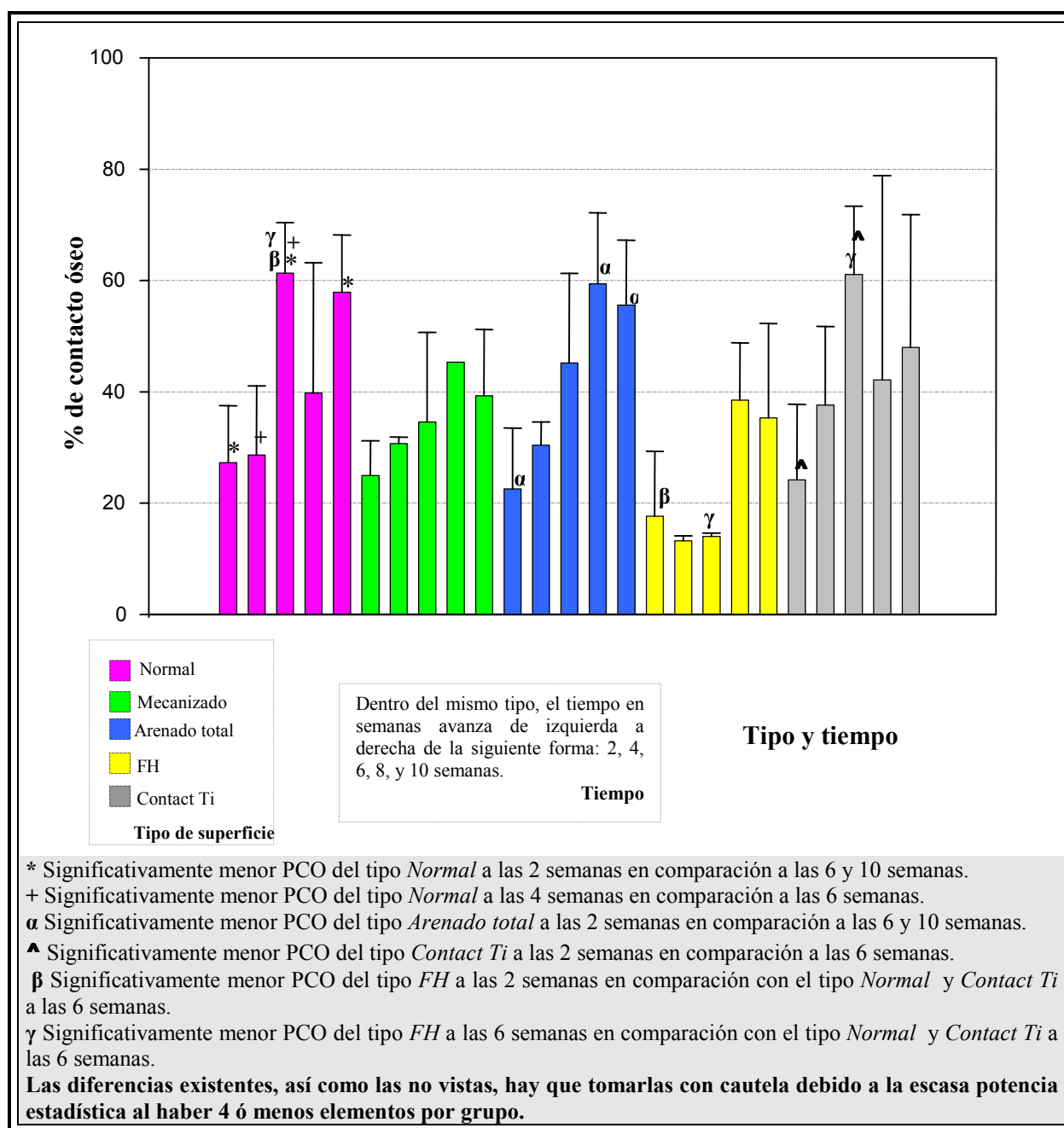
A continuación se presentan los resultados de uno de los puntos más importantes de esta fase de investigación, que es el porcentaje de contacto óseo según el tipo de superficie del implante y el tiempo de implantación en la boca del cerdo. De acuerdo con estos resultados, y en combinación con el resto se eligieron los implantes que se usaron para la fase de carga inmediata.

	2Sem	4Sem	6Sem	8Sem	10Sem
<b>Normal</b>	27,236 ±10,222	28,615 ±12,425	61,337 ±9,062	39,792 ±23,388	57,860 ±10,294
<b>Mecanizada</b>	24,922 ±6,270	30,587 ±1,160	32,069 ±18,012	45,313	39,270 ±11,914
<b>Arenada total</b>	22,552 ±10,917	30,400 ±4,147	45,146 ±16,124	59,395 ±12,764	55,594 ±11,637

**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

<b>FH</b>	17,614 ±11,647	13,224 ±0,913	14,014 ±0,587	38,484 ±10,304	35,302 ±16,977
<b>Contact Ti</b>	24,174 ±13,558	37,617 ±14,108	61,069 ±12,279	42,097 ±36,715	47,974 ±23,850

**Tabla 9:** medias de porcentajes de contacto óseo según el tipo de superficie y semanas postimplantación en la fase libre de carga, ± desviación estándar.





**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

**Gráfica 7:** porcentaje de contacto óseo según el tipo de superficie del implante y el tiempo de implantación en la fase libre de carga.

En esta gráfica 7 y tabla 9, se observa que la evolución del PCO en el tiempo para cada tipo de superficie por separado sigue la misma tendencia que la vista en la gráfica global de tiempos, siendo más marcada para los implantes de mayor rugosidad, en los que se hallan diferencias significativas entre los valores obtenidos durante las primeras cuatro semanas y las seis últimas, mientras que para los más lisos se observa igual tendencia pero sin hallarse diferencias estadísticas, siempre dentro de la escasa potencia del ensayo. Por lo que respecta a las diferencias entre los distintos tipos en el mismo tiempo, solo se observa significativamente menor PCO de los *FH* a las 6 semanas en comparación con los *Normal* y los *Contact Ti*, registrándose alguna diferencia entre distintos tipos a distintos tiempos que no resultan de interés.

En cuanto a que tipos de superficie obtienen mayor PCO en menos tiempo, se ve que en las 2 primeras semanas apenas hay un 3% de diferencia entre los tipos de superficie salvo el *FH*, el cual ofrece los menores valores a todos los tiempos. Cuando se comienzan a ver las diferencias es a las 4 semanas, momento en el que los *Contact Ti* muestran mayor PCO con respecto a los demás, mientras que entre los tres primeros tipos apenas hay un 2% de diferencia, pudiéndose considerar que los *Contact Ti* obtienen el mayor PCO en menos tiempo. A las 6 semanas se ve la diferencia más marcada, poseyendo los *Normal* y los *Contact Ti* los datos más elevados, así como las primeras diferencias significativas en menor tiempo, y por lo tanto mejor respuesta en tiempos más cortos. Los resultados a las 8 semanas según el tipo son difíciles de comentar debido al gran porcentaje de fracasos y la gran desviación estándar. A las 10 semanas sigue manifestándose la mejor respuesta de los implantes más rugosos en comparación con los más lisos, con un ligero descenso general, más evidente para los *Contact Ti*, pero no significativo en ningún caso, siempre asumiendo la escasa potencia estadística.

Analizando otras combinaciones, pero sin mostrarlas en tablas, se vio que no existen diferencias significativas en cuanto al PCO según:

- *Tiempo de implantación y lado* de la boca: no hay diferencias para el mismo tiempo en distinto lado, pero si entre tiempos en el mismo lado. Los valores más elevados se dan en el lado izquierdo. La tendencia y significación de la evolución en el tiempo coincide con la global, vista anteriormente en la gráfica 1, tanto para este apartado como para el siguiente.
- *Tiempo de implantación y localización* del implante en la mandíbula o en el maxilar, no existen diferencias significativas para el mismo tiempo en los implantes localizados en uno u otro hueso, pero si entre tiempos en la mandíbula, no en el maxilar, registrándose los valores más altos para el mismo tiempo en la mandíbula con respecto al maxilar,

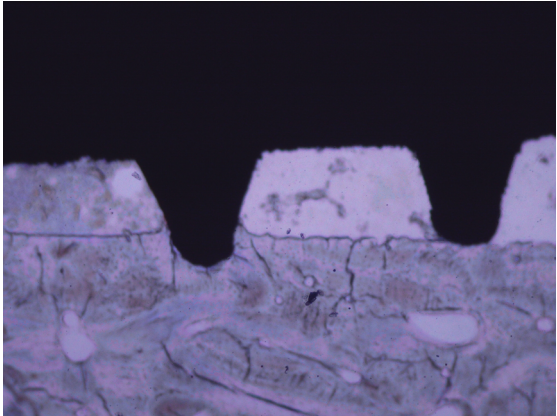
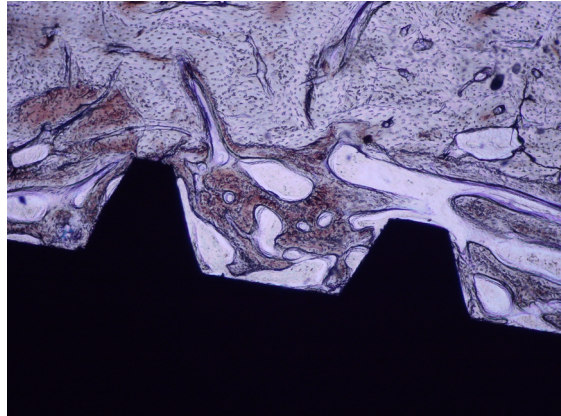
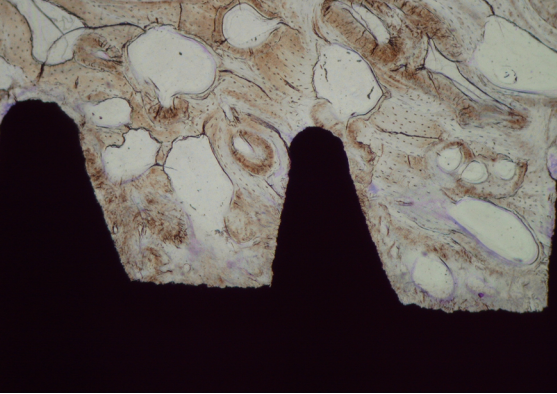
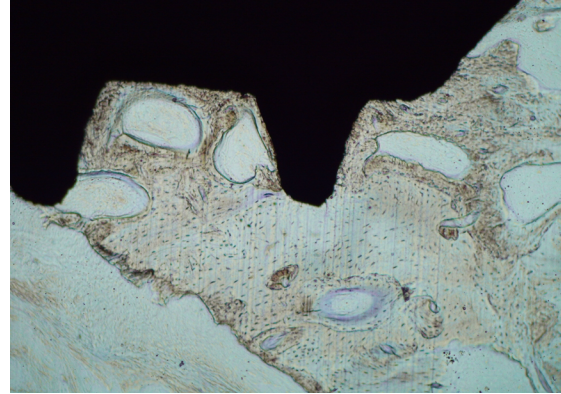
**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

- *Lado y localización*, sin existir diferencias significativas para implantes en la misma arcada en el lado derecho o izquierdo ni entre implantes en el mismo lado según estén en mandíbula o maxilar, registrándose los valores más altos en el lado izquierdo de ambas arcadas, y para el mismo lado, en la mandíbula,
- *Lado y posición* mesial a distal del implante, sin hallarse diferencias significativas entre implantes colocados en el mismo lado en distintas posiciones ni para la misma posición en distintos lados, aunque los valores más altos para cada posición se registran en el lado izquierdo,
- *Lado y tipo de superficie*, no se vieron diferencias significativas para el mismo tipo en distinto lado de la boca ni para los distintos tipos en el mismo lado, aunque en coincidencia con los anteriores, los valores más elevados tuvieron lugar en el lado izquierdo. La tendencia de cada tipo de superficie ya sea en el lado izquierdo o derecho coincide con la gráfica 2,
- *Localización y posición*, sin verse diferencias significativas entre las cinco posiciones en maxilar o mandíbula, ni para una posición concreta entre la arcada superior o inferior, obteniendo los valores más elevados para la misma posición los implantes colocados en la mandíbula,
- *Localización y tipo de superficie*, se observa semejante tendencia a la gráfica 2 para los distintos tipos en mandíbula o maxilar, pero sin verse significación entre los distintos tipos localizados en la arcada superior o inferior ni para el mismo tipo en distinta arcada, aunque los valores más altos de dieron en la mandíbula.

### **6.1.3. Análisis histológico:**

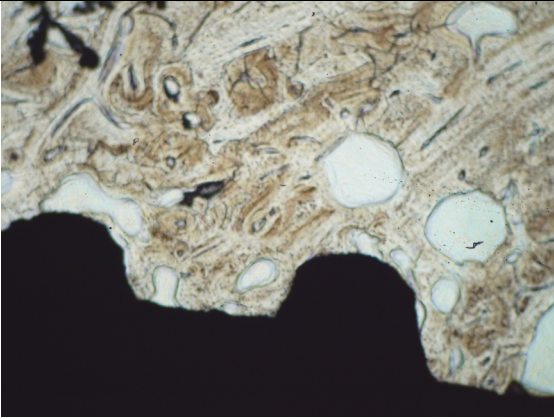
A continuación se muestran fotografías de preparaciones histológicas para cada tipo de superficie en sus tiempos de sacrificio postimplantación, y se exponen resultados semicuantitativos. (Los resultados se refieren a la globalidad, no a la imagen concreta representada)

**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

 <p><b>1: 2 semanas, posición 1, mandíbula derecha</b> (azul de toluidina)</p>	 <p><b>2: 4 semanas, posición 2, mandíbula derecha</b> (azul de toluidina)</p>
 <p><b>3: 6 semanas, posición 3, mandíbula izquierda</b> (plata)</p>	 <p><b>4: 8 semanas, posición 4, maxilar izquierdo</b> (plata)</p>
	<p><b>1:</b> a las 2 semanas se observa significativamente mayor daño óseo que reparación,  <b>2, 3, 4:</b> se puede estimar que existe equilibrio entre la tasa de resorción y la de reparación ósea durante las 4, 6 y 8 semanas,  <b>5:</b> a las 10 semanas es significativamente mayor la tasa de reparación ósea que la resorción.          Durante el primer mes existe significativamente mayor resorción que reparación, y en el segundo hay equilibrio, tras el que aumenta la remodelación.          La vascularización aumenta con el tiempo,</p>



**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

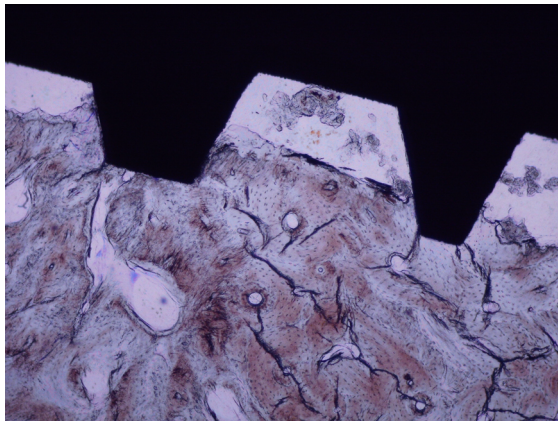


**5: 10 semanas, posición 5, mandíbula derecha (plata)**

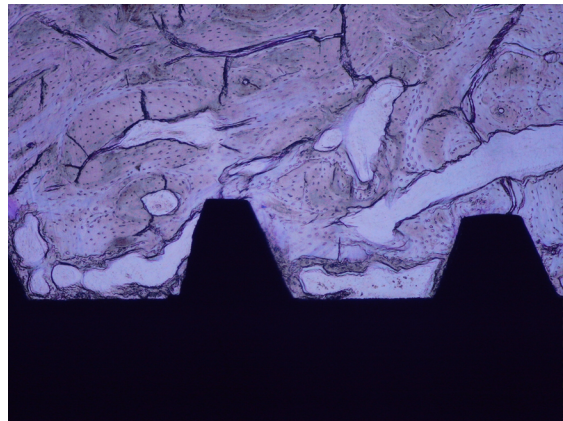
resultando significativa la diferencia entre la semana 2 y 6.

Con el tiempo disminuye significativamente la cantidad de tejido fibroso que existe en la interfaz.

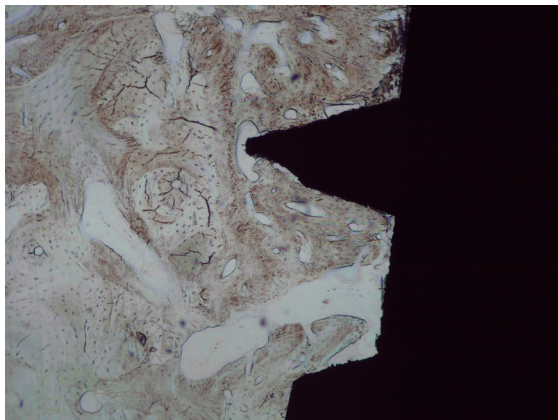
**Ilustración 13:** evolución histológica en el tiempo de los implantes con tipo de superficie *Normal* en la fase libre de carga.



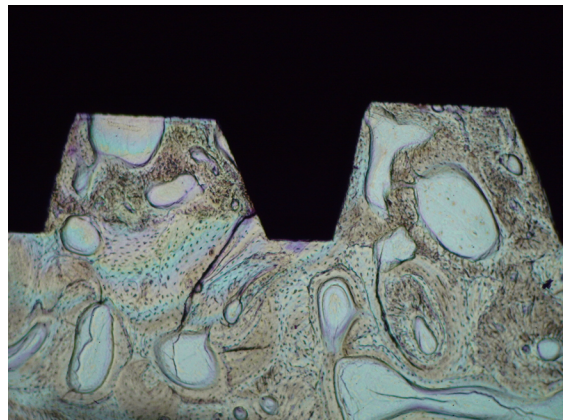
**1: 2 semanas, posición 2, mandíbula derecha (azul de toluidina)**



**2: 4 semanas, posición 3, maxilar derecho (azul de toluidina)**



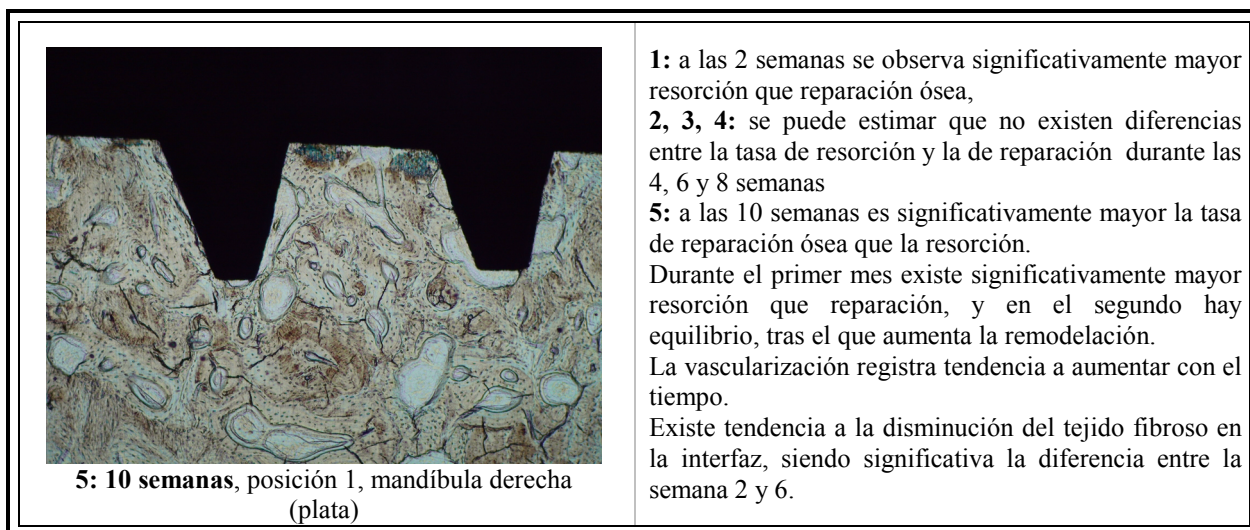
**3: 6 semanas, posición 3, maxilar izquierdo (plata)**



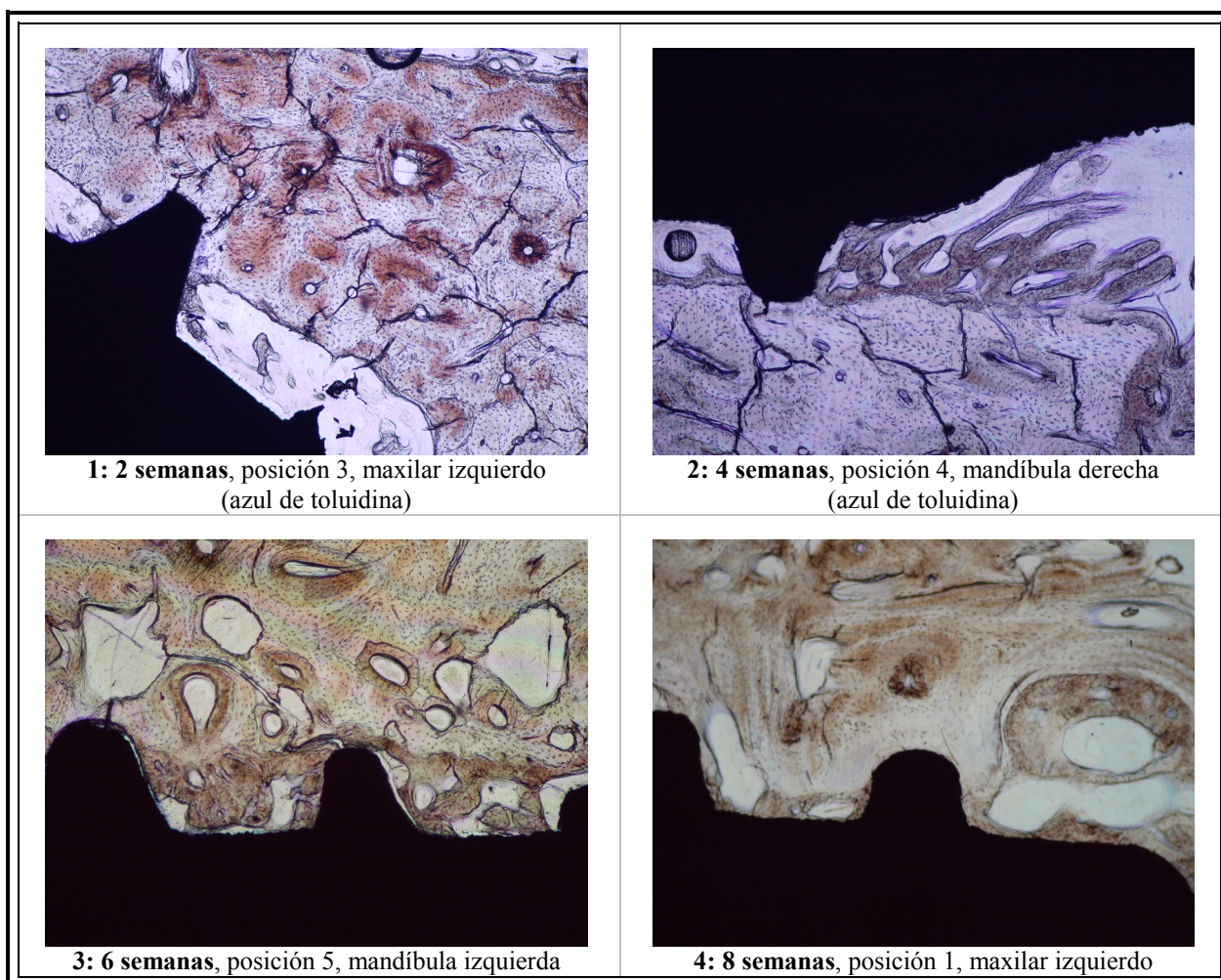
**4: 8 semanas, posición 5, maxilar izquierdo (plata)**



**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

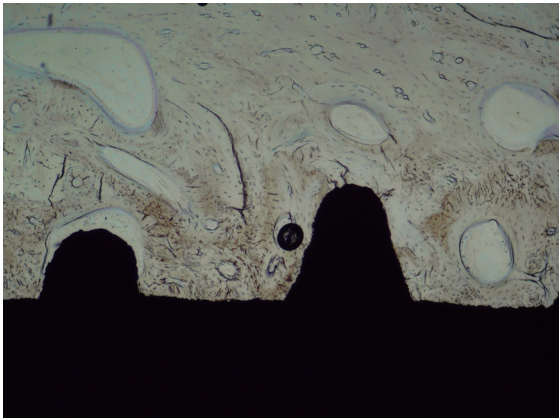


**Ilustración 14:** evolución histológica en el tiempo de los implantes con tipo de superficie *Mecanizada* en la fase libre de carga.

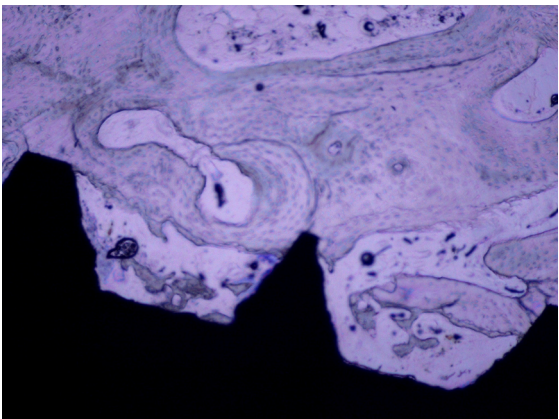
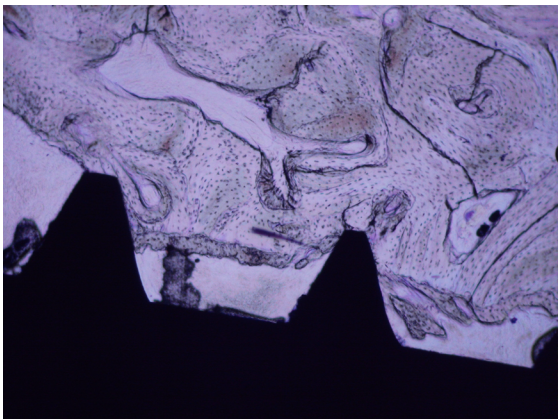
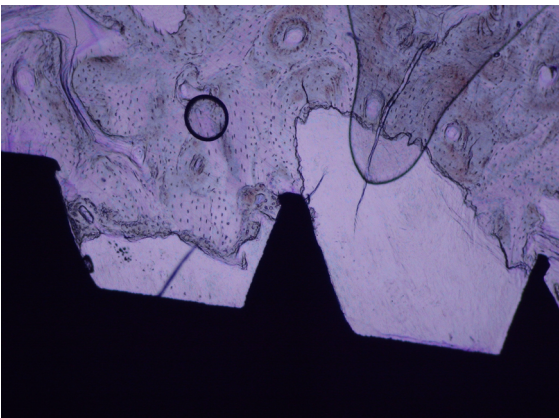
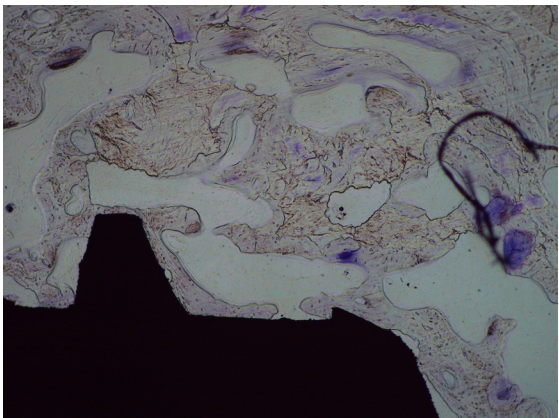




**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

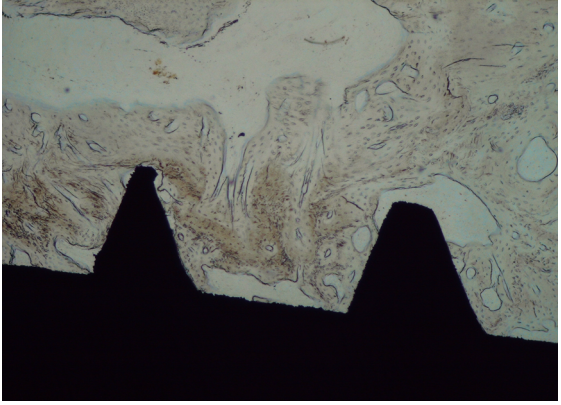
(plata)	(plata)
 <p><b>5: 10 semanas</b>, posición 2, mandíbula izquierda (plata)</p>	<p><b>1:</b> a las 2 semanas se registra significativamente mayor resorción ósea que reparación,  <b>2, 3, 4:</b> se puede estimar que existe equilibrio entre la tasa de reparación y la de resorción ósea durante las 4, 6 y 8 semanas,  <b>5:</b> a las 10 semanas es significativamente mayor la tasa de reparación ósea que la resorción.  Durante el primer mes existe significativamente mayor resorción que reparación, y en el segundo hay equilibrio, tras el que aumenta la remodelación.  No se vieron diferencias en lo relativo a la evolución de la vascularización en el tiempo.  No se vieron diferencias en lo relativo a la cantidad de tejido fibroso en la interfaz, pero si clara tendencia a disminuir con el tiempo.</p>

**Ilustración 15:** evolución histológica en el tiempo de los implantes con superficie *Arenada Total* en la fase libre de carga.

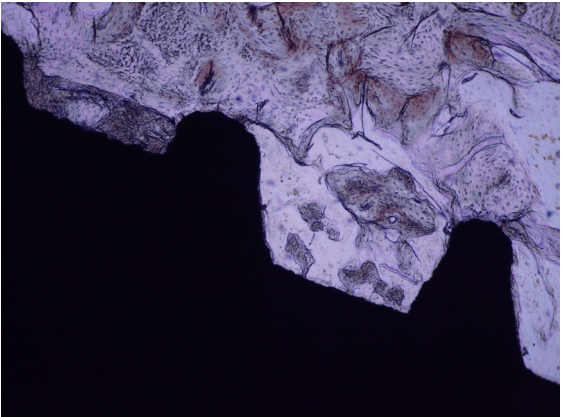
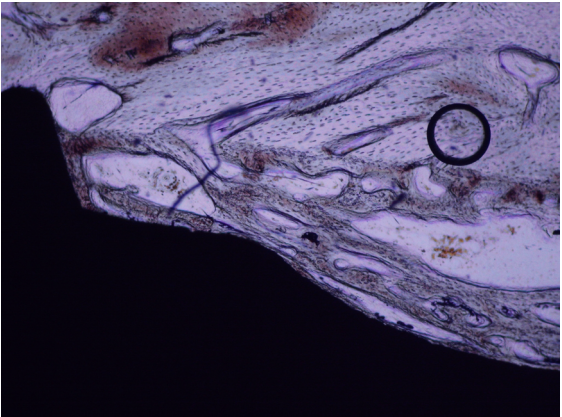
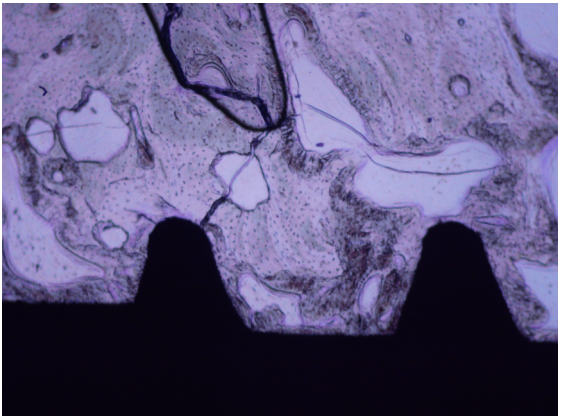
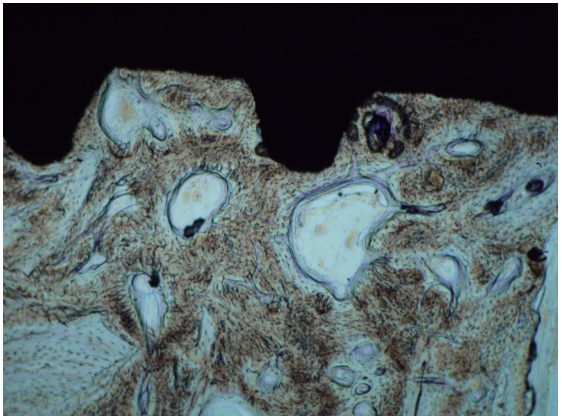
 <p><b>1: 2 semanas</b>, posición 4, mandíbula izquierda (azul de toluidina)</p>	 <p><b>2: 4 semanas</b>, posición 5, maxilar derecho (azul de toluidina)</p>
	



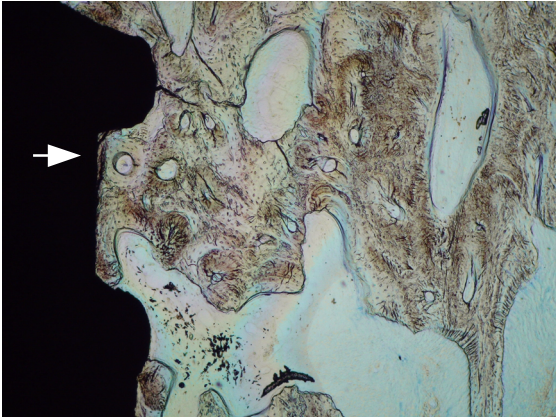
**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

<p><b>3: 6 semanas, posición 1, maxilar derecho (azul de toluidina)</b></p>	<p><b>4: 8 semanas, posición 2, maxilar izquierdo (plata)</b></p>
 <p><b>5: 10 semanas, posición 3, mandíbula derecha (plata)</b></p>	<p><b>1:</b> a las 2 semanas se registra significativamente mayor resorción ósea que reparación,  <b>2, 3, 4:</b> se puede estimar que existe equilibrio entre la tasa de reparación y la de resorción ósea durante las 4, 6 y 8 semanas,  <b>5:</b> a las 10 semanas es significativamente mayor la tasa de reparación ósea que la resorción.  Durante el primer mes hay significativamente mayor resorción que reparación, y en el segundo se da el equilibrio, tras el cual aumenta la remodelación.  No se vieron diferencias en lo relativo a la evolución de la vascularización en el tiempo, manteniendo los valores constantes.  No se vieron diferencias en lo relativo a la cantidad de tejido fibroso en el interfaz, pero si una muy ligera tendencia a disminuir con el tiempo.</p>

**Ilustración 16:** evolución histológica en el tiempo de los implantes con tipo de superficie *FH* en la fase libre de carga.

 <p><b>1: 2 semanas, posición 5, mandíbula izquierda (azul de toluidina)</b></p>	 <p><b>2: 4 semanas, posición 1, maxilar derecho (azul de toluidina)</b></p>
	

**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

3: 6 semanas, posición 2, maxilar derecho (azul de toluidina)	4: 8 semanas, posición 3, maxilar izquierdo (plata)
 <p>5: 10 semanas, posición 4, maxilar izquierdo (plata)</p>	<p>1: a las 2 semanas la tasa de resorción ósea es igual que la de reparación, 2, 3, 4, 5: en el resto del tiempo estudiado la tasa de reparación ósea es mayor que la de resorción. La tasa de reparación tiende a aumentar hasta las 8 semanas, y la de resorción registra el valor más alto a las 2 y luego se estabiliza. En la imagen 5 se observa claramente una osteona en contacto con el implante (flecha blanca), lo que indica un nivel de remodelación ósea avanzado. El desarrollo de la vascularización se mantiene estable en el tiempo, con tendencia a incrementar. El tejido fibroso de la interfaz disminuye significativamente con el tiempo.</p>

**Ilustración 17:** evolución histológica en el tiempo de los implantes con tipo de superficie *Contact Ti* en la fase libre de carga.

En todas las situaciones se demostró la osteointegración según la definición de Brånemark.

Como resumen global del análisis de la evolución histológica del tejido óseo en el tiempo de los implantes dentales no sometidos a carga inmediata, se puede decir que todas las superficies estudiadas en la presente investigación, salvo la *Contact Ti*, muestran que durante el primer mes de implantación en la interfaz predomina la actividad osteoclástica frente a la osteoblástica, resultando esto más claro en las primeras 2 semanas, para luego alcanzar el equilibrio durante el segundo mes, lográndose mayor actividad reparadora que de resorción en el último intervalo de tiempo estudiado. Caso aparte es lo observado sobre las superficies *Contact Ti*, al no registrarse en ningún momento del estudio mayor tasa de daño que de reparación, estando equilibradas a las dos semanas, y en los restantes tiempos de estudio predominó la actividad reparadora. La mayor actividad osteoclástica se registró en todos los tiempos en las porciones más coronales del implante, mientras que la osteoblástica se manifestó más en los valles entre las roscas, espacio que se fue rellenando con tejido óseo según avanzó el tiempo. La formación de hueso nuevo se registró sobre la sustancia osteoide, sobre la superficie ósea preexistente y sobre el implante.

En cuanto a la vascularización, se observó una tendencia a un incremento ligero, aumentando sobre todo en las zonas de reparación-remodelación próximas al implante al compararlas con las áreas de hueso antiguo. Mientras que en relación al tejido fibroso presente en la interfaz se vio una clara tendencia a su disminución con el tiempo para todas las superficies, registrando algunas diferencias significativas.



**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

Comparando el comportamiento de las distintas superficies en el mismo tiempo se observó que a las:

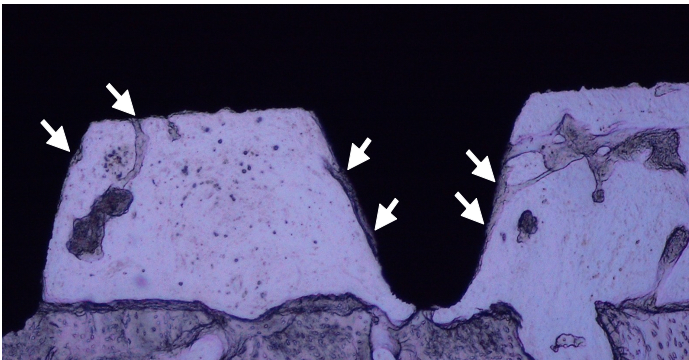
- 2 semanas. No existieron diferencias entre los distintos tipos en cuanto a la vascularización ni en la cantidad de tejido fibroso en la interfaz. Para la tasa de daño óseo tampoco se vio diferencias, mientras que se registró significativamente mayor tasa de reparación alrededor de las superficies *Contact Ti* que de las *FH*. La diferencia entre daño y reparación ósea de mayor a menor fue: *FH*, *Arenado total*, *Normal*, *Mecanizado*, *Contact Ti*, resultando sólo significativa la diferencia entre los dos extremos de la lista.
- 4 semanas. No se registraron diferencias entre los distintos tipos de superficie en lo relativo a la vascularización, a la cantidad de tejido fibroso en la interfaz, ni para el daño y reparación del tejido óseo. La diferencia entre daño y reparación fue de mayor a menor: *FH*, *Normal*, *Mecanizado*, *Arenado Total*, *Contact Ti*, resultando sólo significativa la diferencia entre los dos extremos de la lista.
- 6 semanas. No hubo diferencias entre los distintos tipos en cuanto a la actividad de resorción ósea. La superficie *FH* mostró menor vascularización que la *Contact Ti*, así como también fue menor la reparación de la interfaz en comparación con el resto de superficies. La cantidad de tejido fibroso alrededor de los implantes *Normal* y *Contact Ti* fue significativamente menor que alrededor del resto. La diferencia entre daño y reparación fue de mayor a menor: *FH*, *Arenado total*, *Mecanizado*, *Normal*, *Contact Ti*, resultando sólo significativa la diferencia entre los dos extremos de la lista.
- 8 semanas. No se hallaron diferencias entre las distintas mediciones, pero hay que ser cautelosos al ser cuando se registraron la mayoría de los fracasos.
- 10 semanas. No se registraron diferencias para la vascularización, tasa de reparación, tasa de daño ni cantidad de tejido fibroso entre las distintas superficies. La diferencia entre daño y reparación fue de mayor a menor: *FH*, *Arenado total*, *Mecanizado*, *Contact Ti*, *Normal*, sin ver significación.

### **6.1.3.1. Bioactividad y osteoconducción**

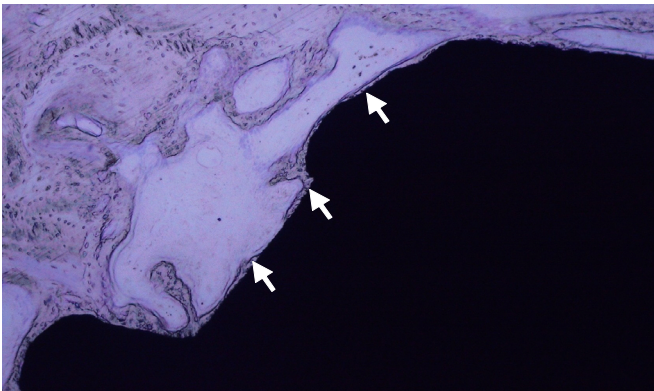
Un punto muy importante que se sitúa dentro de los resultados de los implantes con superficie *Contact Ti*, es la demostración histológica de la bioactividad proporcionada por el tratamiento termoquímico sobre los implantes dentales de titanio previamente bombardeados con partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ . Este comportamiento se ve claramente en las imágenes 4, 5 y 6, que se muestran a continuación, marcando con flechas blancas las zonas de crecimiento de tejido mineralizado

**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

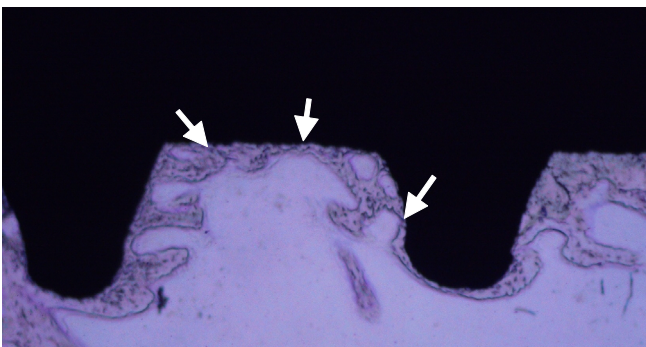
directamente sobre y desde la superficie del implante hacia la interfaz. Se ve que, con el tiempo, esta sustancia osteoide aumenta de grosor y va albergando células.



**Imagen 4:** implante con superficie *Contact Ti* a las 2 semanas, colocado en la posición 5 de la mandíbula derecha, en la fase libre de carga. Se observan zonas de bioactividad de deposición ósea sobre su superficie (flechas blancas).



**Imagen 5:** implante con superficie *Contact Ti* a las 4 semanas, colocado en la posición 1 del maxilar derecho, en la fase libre de carga. Se observan zonas de bioactividad de deposición ósea sobre su superficie (flechas blancas).

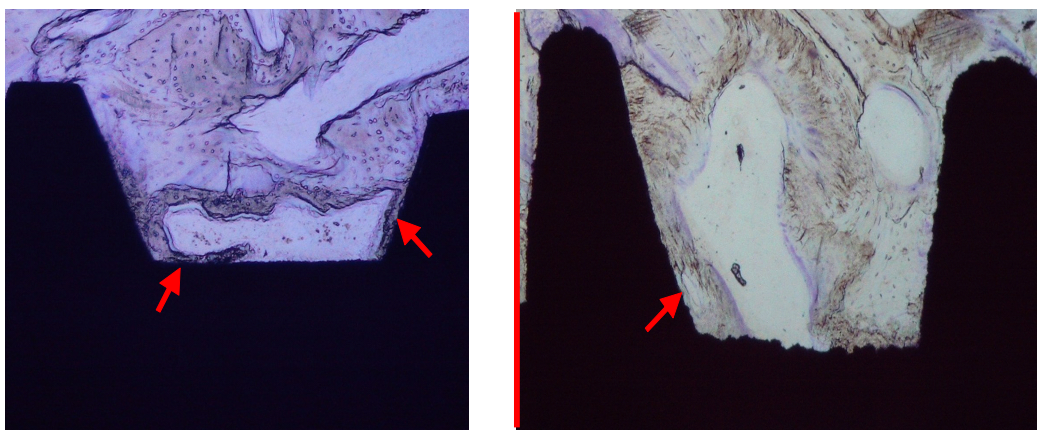


**Imagen 6:** implante con superficie *Contact Ti* a las 6 semanas, colocado en la posición 2 del maxilar derecho en la fase libre de carga. Se observan zonas de bioactividad de deposición ósea sobre su superficie (flechas blancas).

Existen más imágenes como las anteriores, pero solo para implantes con superficie de titanato de sodio, mientras que sobre todos los tipos se dan fenómenos de osteoconducción, con desarrollo de

**- RESULTADOS -**  
**- 1ª FASE -**

tejido mineralizado desde el hueso hacia y sobre la superficie del material, tal como se ve en la imagen siguiente.



**Imagen 7:** implante *Mecanizado* a las 4 semanas (izquierda) y *Normal* a las 6 semanas (derecha), en la fase libre de carga, sobre los cuales se observan puntos de osteoconducción (flechas rojas).

## **6.2. IMPLANTES SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA**

Para este estudio fueron seleccionados los dos tipos que ofrecían mejor respuesta en el menor tiempo de los implantes investigados sin carga, los cuales son los tipo *Normal* y los *Contact Ti*.

### **6.2.1. Fracasos**

Se siguieron los mismos criterios de inclusión de un implante en la categoría de fracasado que los usados con los no cargados.

De los cien implantes colocados en esta fase, se registró el fracaso de 20, lo que equivale a un porcentaje de éxito del 80% al final de los seis meses del periodo de implantación. Este porcentaje varía poco si lo comparamos con el éxito del 82% de los implantes no sometidos a carga, dentro de las posibilidades de comparación entre las dos partes del estudio, al ser tiempos, protocolos de carga e implantes usados diferentes.

El mayor número de fracasos se produjo en el cerdo tres, con nueve sucesos, registrándose un éxito total en el cerdo uno, y el resto repartido entre los otros tres animales. Los implantes estuvieron colocados en todos los cerdos durante seis meses, por lo que no se debería decir que estos fracasos son en función del tiempo.

A continuación se presentan, en tablas, los valores y porcentajes de fracaso según varios parámetros y con la notación número de fracasos/número de implantes (porcentaje de fracaso):

- **Según tipo de superficie del implante:**

**- RESULTADOS -**  
**- 2ª FASE -**

Normal	Contact Ti
13/50 (26%)	7/50 (14%)

**Tabla 10:** fracaso según el tipo de superficie en la fase da carga inmediata.

Se observa casi el doble de fracasos para el implante *Normal*, que fue bombardeado con óxido de aluminio, frente al *Contact Ti*, que fue además de bombardeado, sometido a tratamiento termoquímico. De esta forma el fracaso de la *Normal* representa el 65% del fracaso total. Ambos tuvieron la mayor tasa en el maxilar y en la hemiarcada izquierda.

- **Según lado y localización:**

	Derecha	Izquierda	Total
Mandíbula	4/25 (16%)	4/25 (16%)	8/50 (12%)
Maxilar	2/25 (8%)	10/25 (40%)	12/50 (24%)
Total	6/50 (12%)	14/50 (28%)	20/100 (20%)

**Tabla 11:** fracaso según la localización y lado en la fase de carga inmediata.

Se registró la mayor tasa de fracaso en el maxilar, que representa el 60% de los fracasos, en comparación con los implantes colocados en la mandíbula, al contrario de lo que sucedía en los implantes no cargados.

En lo que respecta al lado de colocación, en la izquierda tuvo lugar el 70% de los fracasos, más del doble de los sucesos negativos acaecidos en el lado derecho, dándose valores contrarios a los observados en los no cargados.

- **Según posición de mesial a distal:**

1	2	3	4	5
3/20 (15%)	4/20 (20%)	2/20 (10%)	4/20 (20%)	7/20 (35%)

**Tabla 12:** fracaso según la posición en la fase de carga inmediata.

Se registró el menor porcentaje de fracaso en la posición 3, y el mayor en la 5, siendo este último dato coincidente con los implantes sin cargar.

### 6.2.2. Porcentaje de contacto óseo

Tras realizar a los seis meses de la implantación el procesado y las mediciones histomorfométricas correspondientes, así como el análisis estadístico de los datos obtenidos, se pueden

**- RESULTADOS -**  
**- 2ª FASE -**

exponer los resultados de porcentaje de contacto óseo (PCO) entre la superficie de los implantes dentales sometidos a carga inmediata y el hueso circundante.

El porcentaje de contacto óseo medio obtenido en esta fase de estudio fue del  $58,617\% \pm 23,775$ .

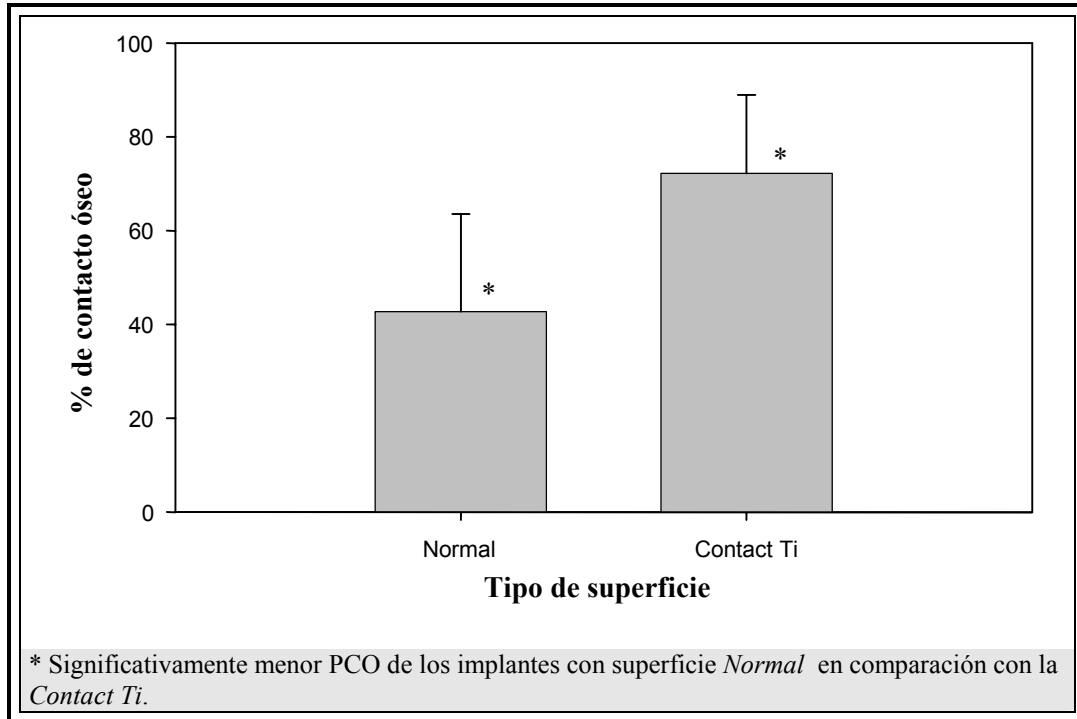
El valor más alto obtenido,  $96,186\%$ , corresponde a un implante con superficie *Contact Ti* colocado en la porción más distal del maxilar izquierdo del cerdo 1, mientras que el mayor valor para un implante con superficie *Normal* fue de  $75,599\%$ , también logrado en el cerdo 1 en la posición tres del maxilar derecho. El valor más bajo,  $13,597\%$ , se registró sobre un implante con superficie *Normal* en la posición más mesial de la mandíbula derecha del cerdo 4, mientras que el valor más bajo para un implante *Contact Ti* es del  $28,306\%$ , correspondiente a un implante situado en la posición más distal de la mandíbula derecha del cerdo 5.

A continuación se mostrarán las tablas y gráficas creadas en base a los resultados de la presente fase. Las diferencias estadísticamente significativas ( $P < 0.05$ ) interesantes para el presente estudio se mostrarán bajo las gráficas de comparación de contacto óseo según los diversos parámetros.

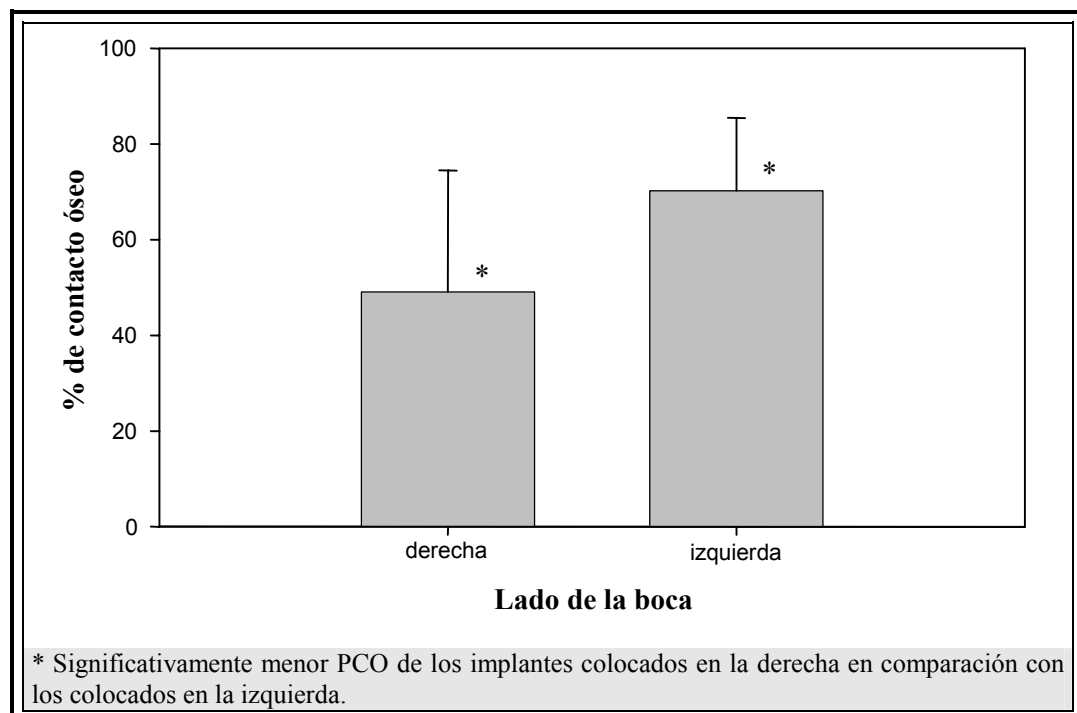
SUPERFICIE		LADO		LOCALIZACIÓN		POSICIÓN	
Normal	$42,732 \pm 20,820$	Derecha	$49,102 \pm 25,387$	Mandíbula	$54,665 \pm 22,97$	1	$51,947 \pm 25,010$
						2	$57,873 \pm 23,202$
						3	$57,842 \pm 27,209$
Contact Ti	$72,285 \pm 16,679$	Izquierda	$70,246 \pm 15,211$	Maxilar	$62,987 \pm 24,182$	4	$61,689 \pm 22,754$
						5	$65,545 \pm 19,727$

**Tabla 13:** medias de porcentajes de contacto óseo para los distintos parámetros considerados en la fase de carga inmediata,  $\pm$  desviación estándar.

**- RESULTADOS -**  
**- 2ª FASE -**

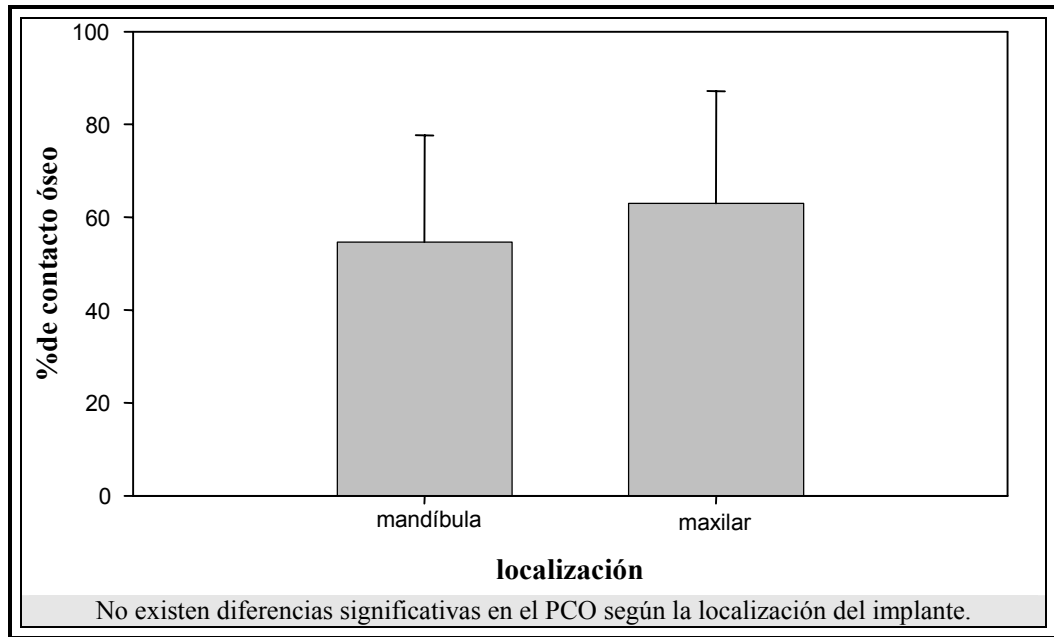


**Gráfica 8:** porcentaje de contacto óseo según el tipo de superficie en la fase de carga inmediata.

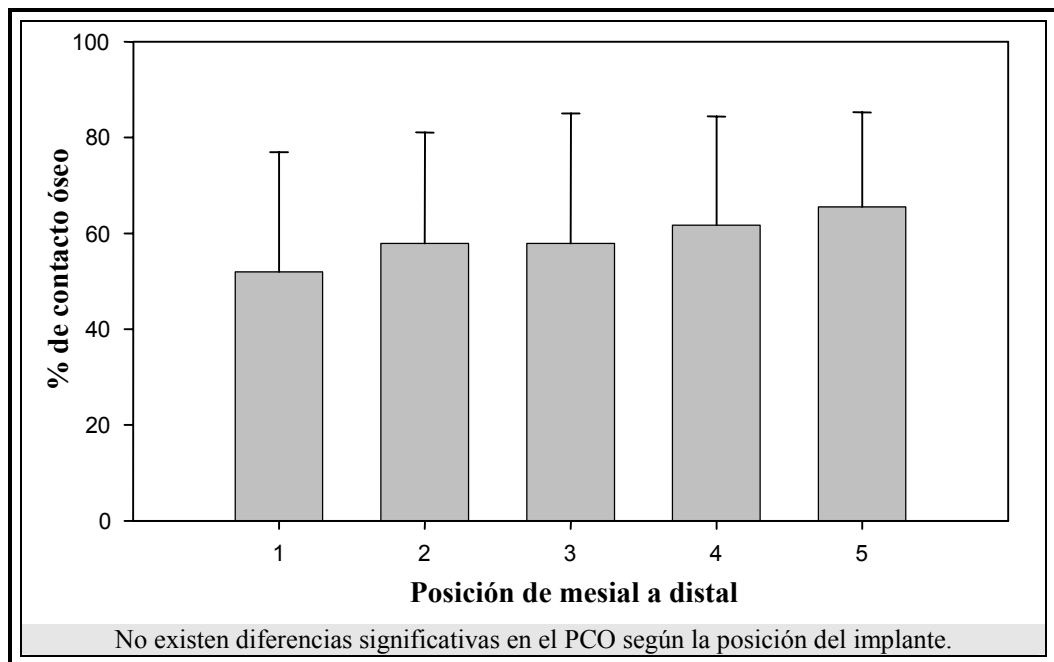


**- RESULTADOS -**  
**- 2ª FASE -**

**Gráfica 9:** porcentaje de contacto óseo según el lado de implantación en la fase de carga inmediata.



**Gráfica 10:** porcentaje de contacto óseo según la localización mandibular o maxilar en la fase de carga inmediata.



**- RESULTADOS -**  
**- 2ª FASE -**

**Gráfica 11:** porcentaje de contacto óseo según la posición del implante de mesial a distal en la fase de carga inmediata.

Analizando las combinaciones de las distintas variables, que se expondrán a continuación sin mostrar las gráficas, se encontraron diferencias significativas en algunas, relacionadas sobre todo con el tipo de superficie del implante:

- *Tipo de superficie y localización*, se registró significativamente mayor PCO de los *Contact Ti* localizados en la mandíbula y maxilar que el de los *Normal* en los mismos huesos, siendo los valores del primer tipo siempre superiores a los del segundo. No se hallaron diferencias significativas para el mismo tipo localizado en distinta arcada dental, pero las diferencias son menos acusadas para los *Contact Ti*, y para los dos tipos los valores máximos tienen lugar en el maxilar.
- *Tipo de superficie y posición de mesial a distal*, no se hallaron diferencias significativas en el PCO entre los distintos tipos en la misma posición, si bien todos los valores para los *Contact Ti* son superiores que para los *Normal*. Tampoco se registraron diferencias para el mismo tipo entre las distintas posiciones, con una ligera tendencia a aumentar de mesial a distal, siendo más constantes los valores para la superficie de titanato.
- *Tipo de superficie y lado*, fueron observadas diferencias significativas de PCO al poseer mayor valor los *Contact Ti* que los *Normal* en el lado derecho, no hallándose diferencias estadísticas para los distintos tipos en el lado izquierdo. Los *Contact Ti* tuvieron un comportamiento semejante en ambos lados, mientras que la superficie no bioactiva mostró significativamente mayor PCO en el lado izquierdo que en el derecho.
- *Localización y lado*, se mostró significativamente mayor PCO para los implantes colocados tanto en la mandíbula como en el maxilar izquierdo en comparación con el medido para cada arcada en su lado derecho. No se vieron diferencias entre los implantes colocados en el mismo lado, ya sean en localización inferior o superior.
- *Lado y posición*, no se registraron diferencias significativas entre las distintas posiciones en el mismo lado, existiendo tendencia a tener mayor PCO según avanzamos de mesial a distal. Tampoco se registraron diferencias para la misma posición en distinto lado, aunque los valores siempre fueron mayores en el lado izquierdo.
- *Localización y posición*, no se hallaron diferencias significativas entre las distintas posiciones dentro de una misma localización inferior o superior, ni para las mismas posiciones en distinta localización, siendo siempre superiores los valores obtenidos en el maxilar, y con tendencia en ambas arcadas a ir aumentando de mesial a distal.



**- RESULTADOS -**  
**- 2ª FASE -**

### **6.2.3. Análisis histológico**

En esta fase de investigación no se realizó un seguimiento en el tiempo de la respuesta ósea al implante a corto plazo, sino que se estudió al tiempo de 6 meses, por lo tanto el análisis histológico se refiere a una situación estática de un momento preciso, sin poder evaluar la evolución en el tiempo. Se tratará de presentar los resultados globales remarcando las diferencias entre los dos tipos de superficie estudiados (*Contact Ti* y *Normal*).

Se registró osteointegración, según la definición de Brånemark, de los implantes sometidos a carga inmediata.

De forma global se observó una formación ósea moderada, la cual predomina en las zonas adyacentes al implante, en mayor cantidad en los valles entre las roscas que en sus vértices, así como en las áreas internas de las osteonas. El tejido óseo neoformado, que rellena los defectos creados durante la implantación quirúrgica y los originados las fases tempranas de respuesta al material, se diferencia claramente del tejido óseo prístino. No se observaron diferencias significativas entre los dos tipos de superficies relacionadas con la tasa de reparación ósea, los dos demostraron entre moderada y marcada reparación, si bien la superficie *Contact Ti* mostró ligeramente una tasa más alta.

En las zonas de remodelación próximas al implante es donde se registró mayor vascularización, no existiendo diferencias significativas entre los tipos de superficie *Normal* y *Contact Ti*. Las dos registraron una moderada vascularización, aunque fue algo más elevada en la superficie *Contact Ti*.

Las principales zonas que registraron daño o mayor resorción ósea fueron las áreas coronales limitantes entre el hueso alveolar y la encía, así como el tejido óseo que rodea los vértices de las roscas de los implantes. Los dos tipos de superficie mostraron de ligero a moderado daño en el tejido óseo, siendo menor alrededor de la superficie *Contact Ti*, pero sin ser significativo.

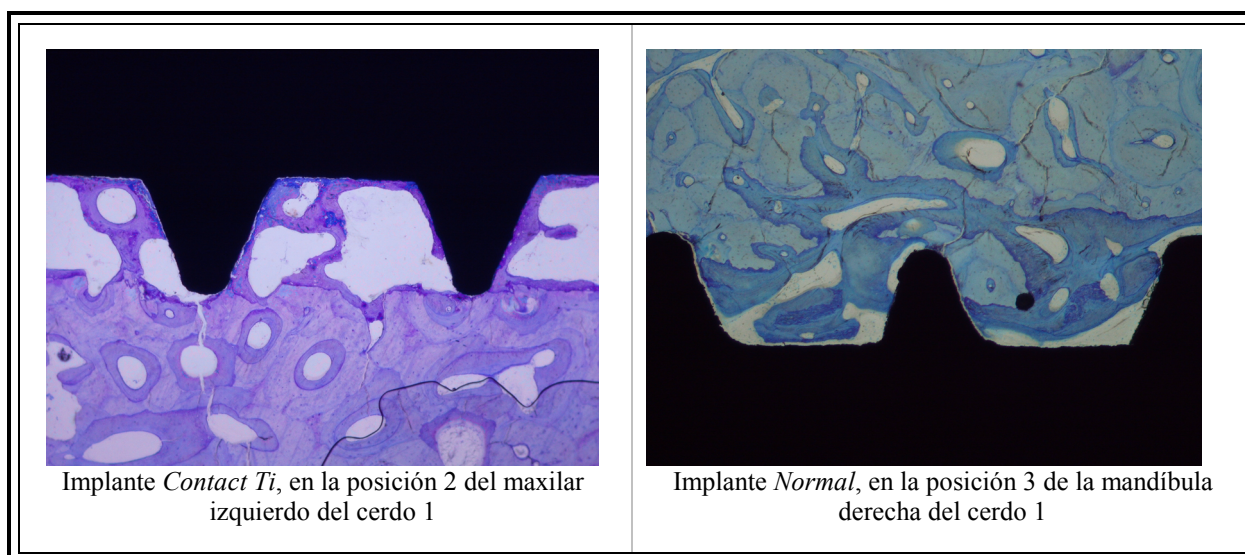
La presencia de tejido fibroso en la interfaz mostró diferencias significativas entre ambas superficies, existiendo una ligera presencia de tejidos blandos en la interfaz de los implantes con superficie *Contact Ti*, mientras que alrededor de los *Normal* una moderada presencia de tejido fibroso.

Comparando las tasas de daño o resorción ósea con las de reparación, se registraron diferencias significativas para las dos superficies a estudio en esta fase, en las dos predominó la reparación frente a la resorción en el momento de estudio. Comparando las medias de las tasas de los dos tipos no se vieron diferencias significativas, si bien la mayor diferencia se registró alrededor de los implantes con superficie *Contact Ti*.

En cuanto al efecto de la dirección de la carga oclusal, no se ven diferencias nítidas en las cualidades histológicas entre las caras coronales o apicales de las roscas, como mucho, existió una

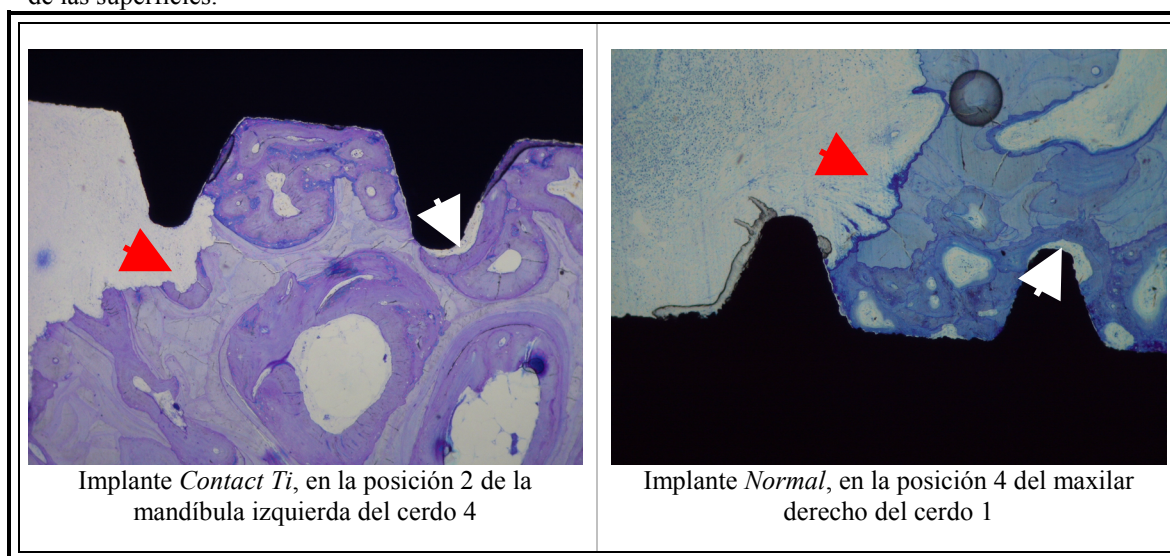
**- RESULTADOS -**  
**- 2ª FASE -**

muy ligera tendencia, no significativa, a observarse algo más de tejido blando adyacente a la cara apical en comparación con la coronal.



**Ilustración 18:** comparativa entre la respuesta de crecimiento óseo a las dos superficies usadas en la fase de carga inmediata.

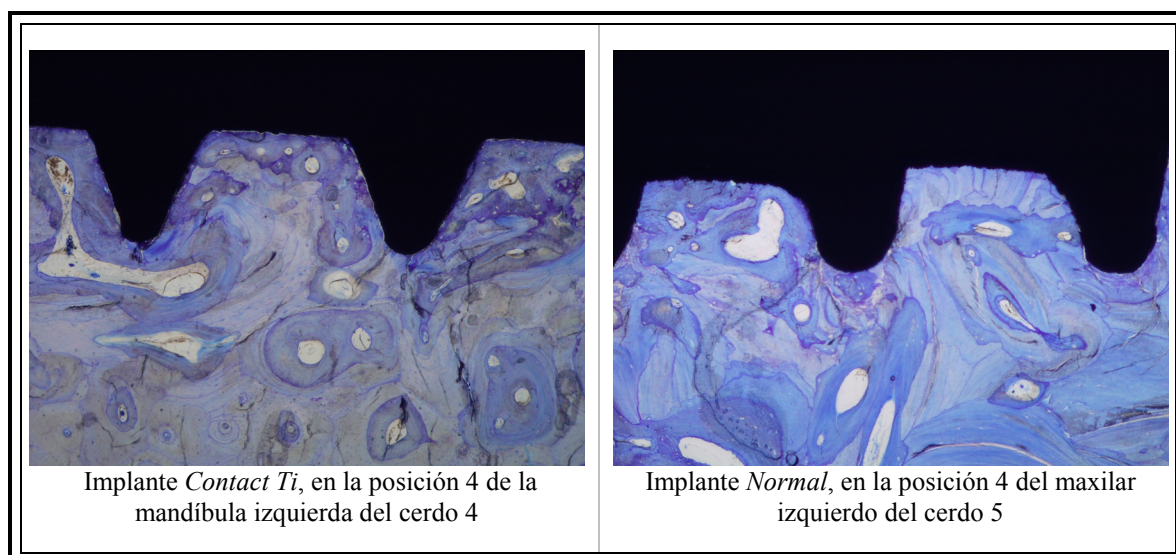
Se observa mayor capacidad osteoconductora o bioactiva, con similar crecimiento óseo sobre el hueso prístino y la superficie del implante, sobre las superficies *Contact Ti* que sobre las *Normal*, alrededor las cuales, los defectos óseos se rellenan desde el hueso hacia el implante, con cierta capacidad osteoconductora. Las imágenes como la izquierda solo se ven en los implantes con superficie *Contact Ti*, mientras que como la derecha se ven en los dos tipos. No son representativas de la globalidad del estudio, pero si lo son del distinto comportamiento de las superficies.



**Ilustración 19:** comparativa entre las zonas de mayor resorción y lesión ósea sobre las dos superficies en la fase de carga inmediata.

Se observa un comportamiento muy similar, la mayor actividad de resorción ósea se registró en las porciones más coronales (flechas rojas) y sobre los vértices de las roscas (flechas blancas).

**- RESULTADOS -**  
**- 2ª FASE -**



**Ilustración 20:** en determinadas zonas de los implantes dentales sometidos a carga inmediata se registró un 100% de contacto óseo.

## 7-DISCUSIÓN

Existen gran variedad de diseños de implantes dentales basados en el titanio, con los se consiguen tratamientos predecibles y con porcentajes de éxito del 86 al 99% después de 15 años de colocación. Este éxito de los implantes en el hueso requiere de biocompatibilidad y estabilidad mecánica que permita la formación y el mantenimiento de tejido óseo a su alrededor, es decir, su osteointegración.<sup>29, 76, 129, 141</sup>

Los implantes dentales son, de forma usual, aunque cada vez menos, aplicados por medio de un proceso quirúrgico de dos fases o etapas, en el cual la fijación es implantada en el lecho óseo, permitiéndose su cicatrización y osteointegración sin cargar, durante periodos de tiempo más o menos largos. Pero en la actualidad existe un gran interés en encontrar vías que permitan el asentamiento de los implantes y puesta en función en una sola fase quirúrgica con carga inmediata o temprana. Ejemplos de éstas son el uso de superficies bioactivas, variaciones del diseño, rugosidades adecuadas o aplicación de factores de crecimiento óseo, con el fin de minimizar las molestias del paciente.<sup>29</sup>

Para avanzar en el conocimiento de las vías comentadas se hace necesaria la investigación en diversos campos. La extrapolación de los hallazgos en los modelos experimentales a la situación clínica es obviamente difícil. La cuestión de las variaciones entre el hombre y las diferentes especies

## **- DISCUSIÓN -**

animales, así como la localización del implante y el estado del tejido hospedador pocas veces se consideran de forma racional. No obstante resulta de gran importancia desarrollar y seleccionar modelos experimentales adecuados a todos los niveles, desde estudios *in vitro*, pasando por estudios en animales como el cerdo, hasta seguimientos clínicos a largo plazo.<sup>129, 171</sup>

La presente investigación se planteó en dos fases. En la primera, los implantes de titanio fueron colocados de forma no sumergida y no sometidos a carga oclusal, manteniéndolos en sus posiciones en la boca de los cerdos miniatura durante periodos de tiempo que permitiesen el estudio de la respuesta ósea a corto y medio plazo ante un mismo tipo de implantes, pero con diversos diseños de superficie. El objetivo era identificar aquellas que alcanzasen una mejor osteointegración en el menor de los tiempos. Derivado de la primera fase de investigación, se desarrolló una segunda, en la cual se usaron las dos superficies que demostraron mejores resultados, para estudiar su comportamiento bajo condiciones de carga inmediata a medio plazo.

A continuación se desarrollará la discusión razonada de los resultados obtenidos en función de los fracasos, la histomorfometría y la histología.

### **7.1. FRACASOS**

En el capítulo de complicaciones se definía el éxito y complicación de la terapia con implantes dentales desde un punto de vista clínico y funcional, siendo un criterio importante, pero no el único, la existencia de osteointegración; así como también se exponían la etiología, características y diagnóstico de las principales complicaciones, considerando el fracaso como el grado máximo de complicación.<sup>60,</sup>

168

Esta investigación no se planteó como un seguimiento clínico de los implantes, ni una descripción detallada de sus complicaciones, sino que se encaminaba principalmente al estudio de la respuesta ósea frente a distintas variables, considerando el fracaso como la pérdida real del implante, una excesiva movilidad o pérdida de estabilidad que lo haría inviable para el procesado histológico, o al observar un contacto óseo muy escaso o encapsulación por tejido conjuntivo durante el análisis de la muestra. Como quedó remarcado en la revisión bibliográfica, la estabilidad inicial y su mantenimiento, junto con las cualidades óseas, resulta un factor crítico para el éxito de la terapia implantológica<sup>141</sup>. Al insertar los implantes se comprobó la estabilidad inicial y su correcta colocación, poseyéndola todos.

El porcentaje de éxito visto en ambas fases es similar al registrado en las investigaciones realizadas en cerdos miniatura por el equipo de Hale, que vio un 80% de éxito al evaluar la osteointegración de los implantes de titanio.<sup>91</sup>

## **- DISCUSIÓN -**

Respecto a la calidad y cantidad ósea se consideró que entre los cerdos no habría diferencias, si bien no se evaluó este parámetro, realizando sólo radiografías previas a la implantación para descartar la presencia de restos radiculares y elegir el lugar óptimo de colocación. Dentro del mismo cerdo si que se pueden considerar diferencias en las condiciones óseas al suponer distintas características en el maxilar y la mandíbula.

En la primera fase las fijaciones se colocaron libres de carga oclusal directa, lo que no quiere decir que en ciertos momentos soporten otro tipo de cargas, como las derivadas de las parafunciones y de los hábitos de pica del animal de experimentación, que se considerarían específicos para cada individuo, así como las tensiones biomecánicas. Mientras tanto, en la segunda fase se sometieron a carga oclusal inmediata, teniendo que sumar a las fuerzas anteriores las derivadas de la oclusión.

Analizando los resultados de fracasos expuestos en el capítulo correspondiente, y en lo relativo a las semanas transcurridas desde la implantación, la tasa de fracaso no se puede correlacionar directamente con el tiempo, siendo más apropiado referirse al fracaso en un animal concreto. Esto se ve claramente al registrarse el éxito total en los cerdos con menor y mayor tiempo de implantación y que no existe una tendencia concreta en la evolución temporal. Otra situación a tener en cuenta es que no se valoró el tiempo real de fracaso dentro del mismo animal, sino al final de su periodo, pudiendo haberse registrado el fallo en cualquier momento desde la colocación del implante. Por lo tanto las diferencias entre fracasos en los distintos animales se atribuyen más directamente a causas individuales, por ejemplo diferencias en las propiedades óseas o hábitos parafuncionales así como picas y manías de cada cerdo. Este razonamiento lo apoya la irregular tendencia y la variabilidad registrada entre los cerdos, más aún la gran tasa de fracaso acontecida en el cerdo sacrificado a las 8 semanas, en el cual tuvieron lugar el 56% de los fracasos registrados durante la primera fase. Otra base para este razonamiento son los fracasos observados en la fase de carga inmediata, dentro de las posibilidades de comparación. En dicha fase los cerdos se sacrificaron todos al mismo tiempo, observándose también gran variabilidad, además el porcentaje de fracaso resulta muy similar entre las dos fases de estudio a pesar de las diferencias de tiempo y carga entre ambas fases. Así, como conclusión se puede decir que los fracasos dependen más de las características del animal que del tiempo de implantación.

En relación al tipo de superficie utilizada en la primera fase, se observó una tendencia muy clara a registrarse menos sucesos negativos según va aumentando la rugosidad media superficial. Aunque la diferencia realmente clara es a la hora de comparar los implantes en función de si fueron bombardeados o no. Por lo tanto, se puede considerar que el uso de implantes con rugosidad media superficial obtenida por el bombardeo con partículas de 425-600  $\mu\text{m}$  de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (*Normal, Arenado*

## - DISCUSIÓN -

*Total*, *Contact Ti*), aumenta las probabilidades de éxito en la terapia implantológica en comparación con el uso de las superficies más lisas (*Mecanizado*, *FH*). Comparando los menos lisos entre sí, la diferencia de éxitos observados es mínima. En cuanto a las superficies bombardeadas, se puede decir que en, las condiciones de este estudio, la existencia de un cuello liso o rugoso para un cuerpo con el mismo tratamiento de superficie no afecta al porcentaje de fracasos, a pesar de que algunos autores afirman que un cuello rugoso es más propenso a albergar bacterias, lo que originaría mayor riesgo de periimplantitis, y por lo tanto de fracaso, a pesar de que permiten un mejor sello por parte de los tejidos blandos<sup>34, 58, 130</sup>. Otra cosa es cuando comparamos implantes bombardeados por igual método sometidos al tratamiento termoquímico posterior y los no sometidos, se vio que los implantes más rugosos y no biactivos presentaban tres veces más fracasos que los bioactivos a pesar de poseer una rugosidad muy similar. De hecho, los *Contact Ti* solo registraron un fracaso, que fue en el cerdo sacrificado a las ocho semanas, mientras que no se obtuvo ningún fracaso de esta superficie en los animales con un comportamiento “normal”. Estos resultados nos orientaron, en parte, a elegir para la fase de carga inmediata los implantes con superficie arenada y los sometidos a tratamiento termoquímico.

Derivado del análisis la segunda fase de carga inmediata, se puede decir que el uso de la superficie *Contact Ti* garantiza un mayor éxito frente al uso de la *Normal*, cuando son sometidos a carga inmediata, ya que esta última superficie registró el doble de fracasos en comparación con la primera. Comparando el fracaso para los mismos tipos en función si son cargados o no, se vio que en los *Normal* se mantiene un porcentaje similar, mientras que al cargar los implantes *Contact Ti* se registra casi tres veces más fracasos que si no se someten a carga, si bien son estudios con diseños distintos.

Analizando los fracasos según la localización, posición y lado de los implantes, se puede afirmar que en la primera fase de investigación los implantes colocados en la mandíbula, en la posición más distal y en el lado derecho mostraron el mayor porcentaje de fracaso. Mientras que en la fase de carga inmediata el mayor porcentaje de fracasos tuvo lugar en el lado izquierdo, en el maxilar y en la posición más distal, de acuerdo con Parr.<sup>172</sup>

En la primera fase, el mayor fracaso en la mandíbula, más del triple que en el maxilar, resulta un dato controvertido. Tanto en personas como en animales, la mayoría de los fracasos tienen lugar en el maxilar debido a la menor calidad ósea<sup>132</sup>. Además, resulta chocante que al analizar este dato en combinación con el porcentaje de contacto óseo exista la contradicción de que en la mandíbula es donde se registró un mayor contacto hueso implante. También resulta contrario al registrado en la fase de carga inmediata, dentro de las posibilidades de comparación, donde en la mandíbula hubo casi la



## **- DISCUSIÓN -**

mitad de fracasos que en el maxilar, siendo este último dato más acorde con los estudios consultados; en esta fase vuelve a coincidir que en la localización donde hay más fracasos tiene lugar el mayor porcentaje de contacto óseo (aunque no se vea significación estadística). Estos resultados son de muy difícil explicación, si los achacamos a una diferente calidad ósea, tendría que registrarse también menor contacto óseo, lo mismo sucedería si lo relacionásemos con factores quirúrgicos de dificultad de colocación.

Respecto a los fracasos según la posición que ocupan los implantes, en las dos fases de estudio, el mayor porcentaje de eventos negativos tuvo lugar en la posición más distal. Una posible causa está relacionada con la biomecánica, al estar el implante en la porción más distal, y por lo tanto ser el más cercano a la articulación temporomandibular y a la zona de aplicación de fuerzas masticatorias, se vería soportando mayores tensiones que los mesiales<sup>126, 202</sup>. Pero si fuese por esto, los fracasos tendrían que tender a aumentar de mesial a distal, sin embargo las cuatro posiciones mesiales presentan igual media de fallos, registrándose el incremento sólo en la distal. Resulta más factible que la causa sea la dificultad para la colocación quirúrgica, debido a que es la zona donde existe menor amplitud de trabajo de todas las posiciones, resultando incómodo el manejo de todo material necesario para su colocación, y por lo tanto daría un ajuste menos preciso y con mayor tendencia a la inestabilidad y fracaso.<sup>168</sup>

Analizando los fracasos según el lado de colocación de los implantes, en la primera fase de estudio se vio el doble de fracasos en el lado derecho (donde se registró significativamente menor porcentaje de contacto óseo que en el izquierdo). Existen varias explicaciones a estos resultados. Una de ellas se puede estimar que fuesen las manías y picas del animal a la hora de roer los comederos con un lado u otro de su boca, o el uso de los surtidores de agua que tenían a su disposición para beber, a causa de lo cual los implantes se pudieron ver sometidos a cargas anómalas en dirección y amplitud, que los desestabilizasen e impidiesen su correcta integración. No sería razonable achacar estos fracasos a las costumbres masticatorias de los cerdos con un lado u otro de la boca, ya que estos fueron alimentados con pienso en polvo, a parte de que los implantes no se hallaban sometidos a carga oclusal. Otra posible causa es que las intervenciones se realizaron en decúbito lateral derecho, de forma que el acceso y trabajo en el campo derecho de la boca resultase más complicado para los cirujanos, y por lo tanto la colocación de los implantes sería menos precisa, de lo que derivaría menor ajuste y estabilidad no percibida en el momento de la colocación. Estas dos causas expuestas pueden haberse dado conjuntamente, lo que pudo haber agravado los fracasos.<sup>168</sup>

Mientras, en la fase de carga inmediata más de dos tercios de los fracasos totales suceden en el lado izquierdo (en este lado se registró significativamente mayor porcentaje de contacto óseo que en el

## **- DISCUSIÓN -**

derecho). En esta fase se alternaron los decúbitos con el fin de eliminar el sesgo de la dificultad de colocación, pero aun así, la mayoría de los fracasos se registraron en el lado izquierdo. Por lo tanto, y unido a los resultados de la anterior fase, se puede decir que la causa más probable de estas tasas de fallos son las manías y picas de los animales. En la carga inmediata sí que se debe considerar las costumbres masticatorias sobre un lado u otro de la boca, aunque se alimenten con pienso en polvo que exige una mínima masticación, y parafunciones, debido a la aposición oclusal de los implantes, lo que explicaría que los fracasos tienen lugar en mayor medida en el lado izquierdo, frente al lado derecho de la primera fase.

Otro argumento más a favor de que la mayoría de los fracasos fueron por manías o problemas de abordaje, es el trabajo del equipo de Olsem, publicado en 2004, que, investigando implantes dentales en cerdos, vieron un elevado fracaso que achacaron a un inadecuado manejo que permitiría a los animales roer los barrotes de las jaulas, así como a posibles complicaciones quirúrgicas.<sup>168</sup>

La diferencia de comportamiento, tanto para los fracasos, como para el porcentaje de contacto óseo, según el lado de la boca, resultado no esperado por nuestro equipo, y del cual no poseíamos información previa, ha de tenerse en cuenta en la investigación en implantología oral, necesiéndose realizar un buen diseño del ensayo con el fin de minimizar el efecto de este parámetro.

## **7.2. HISTOMORFOMETRÍA**

En esta sección se comentarán los resultados histomorfométricos de porcentaje de contacto óseo según los diversos parámetros considerados en el presente estudio, comenzando por la primera fase, centrándonos en la discusión de la respuesta según el tipo de superficie.

Dentro de los distintos tipos de unión del implante con el tejido receptor planteadas en el capítulo correspondiente, consideramos la unión directa a tejido óseo vital u osteointegración, como el objetivo deseable a conseguir en todos los implantes.

La superficie dinámica de variados materiales protésicos (entre ellos el titanio) puede inducir cambios histológicos en la interfaz. Si el implante usado hace viable la formación de hueso a su alrededor, entonces puede ocurrir la unión por medio de osteointegración. Para lograr esta unión se requiere un comportamiento predecible del material implantado (el cual ha de ser atractivo a la deposición ósea), aplicación de una técnica cuidadosa que proporcione ajuste preciso y estabilidad primaria del implante así como el uso de diseños que soporten cargas adecuadas, funcionales o no. Estos prerrequisitos para conseguir la osteointegración son coincidentes con los necesarios para lograr la cicatrización ósea primaria. Este tipo de unión, contrariamente a la proporcionada por tejidos

## **- DISCUSIÓN -**

blandos poco diferenciados, permite el establecimiento de un anclaje fuerte y estable con el paso del tiempo.<sup>129, 207, 265</sup>

Se sabe que la formación ósea se halla muy relacionada con la composición química, la energía y morfología de la superficie, influyendo profundamente en la estructura y función celular. Por lo tanto, las cualidades de la superficie del implante dental son básicas para la osteointegración, para el tiempo de cicatrización, para la regeneración tisular y para la función y comportamiento de la prótesis, demostrándose en cerdos miniatura que las características de superficie influyen en la integración ósea de los implantes dentales. De este modo, un adecuado tratamiento de la superficie es muy importante para controlar las propiedades químicas y morfológicas del implante, pero hay que tener en cuenta que cualquier superficie obtenida va a modificarse por el simple hecho de su implantación en tejidos vivos.<sup>19, 25, 29, 34</sup>

### **7.2.1. Implantes no sometidos a carga**

Analizando la evolución del porcentaje de contacto óseo de la globalidad de los implantes no sumergidos y no sometidos a carga, se registró tendencia a aumentar según avanza el tiempo de implantación, hasta las diez semanas. En esta tendencia se diferencian claramente dos etapas, las primeras cuatro semanas y las seis posteriores, que confirma histomorfométricamente lo observado recientemente por el equipo de Bischof cuando estudió la estabilidad clínica en el tiempo de implantes sometidos a diversos protocolos de carga, coincidiendo así los resultados clínicos con los histomorfométricos<sup>26</sup>. Durante las cuatro primeras semanas las diferencias de porcentaje de contacto óseo no fueron significativas, si bien a la cuarta semana aumenta ligeramente en comparación a la segunda. En la etapa que va de la sexta a la décima semana (ambas incluidas), tampoco se registraron diferencias significativas, con tendencia a mantener el contacto óseo en el tiempo, con una oscilación ascendente del 3%. En esta etapa se observó que el porcentaje de contacto óseo logrado a las ocho semanas, tiempo en cuyo animal acaeció un 50% de fracasos (de los cuales el 80% tuvo lugar en el lado derecho), no difiere de los contiguos, lo que nos indica que a pesar del escaso éxito, los implantes satisfactorios se osteointegraron al mismo nivel que en animales con un fracaso nulo o mínimo, lo que nos ayuda a apoyar los argumentos expuestos al explicar los fracasos, y al mismo tiempo, aporta razones para explicar el diferente porcentaje de contacto óseo según el lado.

Esta evolución en el tiempo observada coincide con el bloque de la literatura científica consultada, tanto para la evolución de los implantes<sup>29, 129, 207</sup>, como para la cicatrización del alveolo tras la extracción dental<sup>125</sup>, que indica que a la segunda semana tras la implantación el contacto óseo tiende a disminuir, y comienza a aumentar ligeramente en el intervalo de 14-28 días postimplantación. Esto es debido a que en las fases más tempranas predomina la reorganización del coágulo sanguíneo, así

## **- DISCUSIÓN -**

como la actividad osteoclástica sobre la superficie ósea dañada por la cirugía, originándose al mismo tiempo la activación de la cascada de reparación ósea. En este trabajo la disminución del contacto óseo no se pudo constatar, pero no se descarta que ocurriese, al no estudiar este parámetro justo en el momento de la colocación, aunque pudo haber sido interesante su estudio para observar el comportamiento temprano de las superficies bioactivas. El ligero aumento registrado a las cuatro semanas ocurre al registrarse un aumento de la actividad osteoblástica entre los 14 y 28 días postimplantación, lo que da lugar a la formación de sustancia osteoide, pero aún sigue una cierta actividad osteoclástica que comienza a disminuir.<sup>9, 29, 109, 125</sup>

En el paso de la cuarta a la sexta semana es cuando se registra el aumento significativo del porcentaje de contacto óseo, para luego mantenerse durante el tiempo de estudio. Resultado similar obtuvo el equipo de Hale al no observar variación del porcentaje de contacto óseo entre la semana 6 postimplantación y el fin del estudio a las 18 semanas<sup>91</sup>. Esto resulta coincidente con el proceso de osteointegración explicado en el capítulo correspondiente, donde se expuso que al inicio del segundo mes se produce la deposición ósea sobre las superficies disponibles, y la remodelación a la sexta semana mediante un proceso que da lugar a la aparición de hueso lamelar<sup>78, 149</sup>. Una vez conseguida la cantidad de hueso aceptable que soporte al implante, comienza la remodelación ósea para aportar calidad al soporte, lo que explica que durante el segundo mes y medio apenas varíe el porcentaje de contacto óseo al existir equilibrio entre la actividad de los osteoblastos y osteoclastos. También coincide con la cicatrización del alveolo tras la extracción dental, produciéndose al segundo mes la terminación de la formación ósea, pero no la detención de la remodelación.<sup>125</sup>

Esta evolución temporal del porcentaje de contacto óseo medida por histomorfometría concuerda, como se verá, con las observaciones histológicas.

Como pequeña conclusión de la evolución en el tiempo del porcentaje de contacto óseo se puede decir, y de acuerdo con Grizon<sup>82</sup>, que la cantidad ósea necesaria para inmovilizar los implantes se logra tempranamente (al inicio del segundo mes), y la remodelación del hueso, sin aumentar la cantidad, mejora su calidad (desde el segundo mes en adelante).

Los resultados histomorfométricos de porcentaje de contacto óseo según el tipo de superficie de los implantes, y la evolución en el tiempo para cada tipo concreto, constituye el gran bloque de razonamiento de la primera fase de la presente investigación, y en gran medida, en función de estos resultados, se eligieron las dos superficies para la fase de carga inmediata.

El efecto de las propiedades químicas de la superficie de los implantes tiene lugar en los primeros instantes tras la inserción del implante, dando lugar a la unión de proteínas que permiten la adhesión celular, así como la unión de diversos iones. De hecho, la capacidad del óxido de titanio de

## - DISCUSIÓN -

ligar calcio favorece la mineralización de la interfaz, y permite una integración más adecuada. Se demostró claramente que la proliferación, diferenciación y expresión fenotípica de los osteoblastos es dependiente de la composición química de la superficie del titanio, pudiendo llegar a ser sensibles a cambios muy sutiles. Pero las interacciones entre proteínas y células con las superficies modificadas no sólo se deben a las propiedades químicas, sino que también se influyen por la rugosidad. Estudios en animales, tanto a corto como a largo plazo, usando implantes con diferente grado de rugosidad superficial, indican que el papel de ésta en la respuesta ósea no se entiende en su totalidad, sugiriendo que las superficies rugosas se asocian con un mejor comportamiento óseo en comparación con las mecanizadas relativamente lisas. Estudios recientes parecen indicar que los efectos biológicos de la alteración de las propiedades topográficas son mucho más complejos de lo que se creía, debiendo tener en cuenta conjuntamente los parámetros químicos y topográficos.<sup>10, 13, 34, 29, 50, 227</sup>

Analizando los resultados globales del porcentaje de contacto óseo según los tipos de superficie, se ve una clara superioridad de los implantes bombardeados con partículas de  $Al_2O_3$  con diámetro de 425-600  $\mu m$  (*Normal*, *Arenado Total*, *Contact Ti*) en comparación con los no bombardeados (*Mecanizado*, *FH*). Es decir, para implantes con similar diseño macroscópico, las superficies con una rugosidad de alrededor de 4,5  $\mu m$  mostraron mejor comportamiento osteointegrador, así como de éxito, que las que tienen una rugosidad de alrededor de 1  $\mu m$ . Esta diferencia se puede suponer que es a causa de los efectos de la rugosidad sobre la osteointegración, sabiéndose que las superficies rugosas en comparación con las lisas dan lugar a un comportamiento más eficiente de los osteoblastos *in vitro* y a una mejor respuesta ósea *in vivo*<sup>9, 11, 30, 35, 50</sup>. Dentro de cada uno de estos grupos no se observaron diferencias significativas. Para los implantes no bombardeados, el menor porcentaje de contacto óseo se vio sobre la superficie *FH*, con una diferencia no significativa del 9%, a pesar de poseer una rugosidad media ligeramente superior a la *Mecanizada*, esto puede ser a causa de que el pasivado con ácido proporciona una textura más suave y redondeada, lo que podría influir sobre la menor adhesión y diferenciación de los osteoblastos, tal como concluyó Aparicio<sup>11</sup>, pero se recuerda que no era un dato significativo.

En cuanto al grupo de los bombardeados, el menor valor correspondió al tipo *Arenado Total*, y el mayor al *Normal*, sin existir significación. Del estudio estadístico se desprende que la presencia de un cuello rugoso o liso, siempre que el implante sea del mismo modelo, y el cuerpo se tratase de similar forma, no influye sobre el porcentaje de contacto óseo, ni sobre el éxito, si bien, a la vista de los datos, y sin significación, el cuello liso favoreció ligeramente el contacto óseo. Tampoco se vio que el tratamiento termoquímico de bioactivación posterior al bombardeo con similar distribución por el cuerpo, influyese sobre el porcentaje global de osteointegración, pero si aportó mayor éxito.

## - DISCUSIÓN -

La superficie que mostró significativamente menor contacto fue la de tipo *FH*, al compararla con la *Normal* y la *Contact Ti*. Entre el resto de las superficies no existieron diferencias estadísticas, por lo que se puede afirmar que el pasivado con ácido fluorhídrico, tras la mecanización del implante, perjudica al porcentaje de contacto óseo. Por el contrario, entre el resto de los tratamientos superficiales no se vieron diferencias significativas, a pesar de las diferentes rugosidades medias y composición química, resultado del que se deriva que no están claros los papeles de estas características en el porcentaje de contacto óseo, algo en lo que se insistía en la revisión de los efectos de las modificaciones superficiales sobre la osteointegración, ya que según unos autores se relaciona un mayor contacto óseo con el incremento de la rugosidad, mientras que otros no observan estas diferencias en cuanto a topografía<sup>222</sup>. El no observar más significación también puede ser por la escasa potencia estadística, ya que al fusionar los datos según si la superficie fue bombardeada o no, sí que se vieron diferencias significativas relacionadas con el parámetro de rugosidad media, por lo que sería de esperar que si aumentásemos el número de muestras sí que se habrían visto.

Analizando conjuntamente los resultados histomorfométricos de porcentaje de contacto óseo según el tipo de superficie y su evolución en el tiempo, se extrajeron datos que nos permitieron elegir los dos tipos de superficie que se investigaron en la fase de carga inmediata, en base a con que tipo se alcanzaba un porcentaje de contacto óseo significativo lo más pronto posible, entre otras estimaciones, con el fin de que pudieran desarrollar más hueso en menos tiempo para soportar mejor las condiciones de la carga inmediata.

Para considerar el contacto óseo según el tiempo y el tipo de superficie, hay que comenzar aclarando que la potencia estadística es escasa, ya que se diseñó el ensayo de tal forma que hubiese cuatro implantes representativos de cada superficie, uno en cada hemiarcada, en cada animal sacrificado a distintos tiempos, y como consecuencia, cualquier pérdida o dato anómalo (por ejemplo algún implante colocado en el lado izquierdo de la boca del cerdo sacrificado a las ocho semanas), provocó que oscilase mucho la media y que la desviación estándar fuese muy amplia. Incluso solo hubo un implante del tipo *Mecanizado* válido en el animal sacrificado a las ocho semanas.

Para todos los tipos de superficie considerados se observó una tendencia temporal bastante similar a la vista de forma global, con una división del desarrollo del contacto óseo en dos etapas, cuya evolución se expuso anteriormente.

A las cuatro primeras semanas los valores del porcentaje de contacto óseo fueron muy similares para todos los tipos menos para la superficie *FH*, la cual registró siempre los valores más reducidos, y para la respuesta a la cuarta semana de la superficie *Contact Ti*, al registrar el mayor incremento en menor tiempo, aunque de forma no significativa. Las diferencias más marcadas, e

## - DISCUSIÓN -

incluso significativas, se vieron en la segunda etapa, al manifestar mayor contacto óseo las superficies bombardeadas frente a las no bombardeadas, debido a que las primeras favorecen la integración, en coincidencia con estudios consultados sobre el proceso de osteointegración y los efectos de la superficie sobre este.<sup>10, 13, 34, 29, 50, 227</sup>

En el tipo *Mecanizado* es donde se vio una menor diferencia entre las etapas, siendo el desarrollo progresivo, sin escalones. La primera etapa más larga se registró para el tipo *FH*, para el cual duró las seis primeras semanas, dando un salto brusco en las últimas cuatro. Para estos dos tipos de superficie no bombardeada no se observaron diferencias significativas en cuanto al porcentaje de contacto óseo a distintos tiempos, esto puede ser debido a que la formación de nuevo hueso tiene lugar lentamente desde el tejido óseo prístino hacia el implante, pudiéndose considerar que se produce una integración pasiva del implante como consecuencia de la cicatrización de la lesión ósea creada durante la colocación quirúrgica, en combinación con la biocompatibilidad del titanio poco modificado, el cual posee escasa capacidad osteoconductora debido a la menor adhesión de proteínas y diversos factores de unión celular, y al comportamiento menos eficiente de los osteoblastos sobre las superficies más lisas.<sup>9, 11, 29, 30, 55</sup>

Para las superficies bombardeadas con partículas de alúmina se vio una clara tendencia en dos etapas, entre las cuales existen diferencias significativas, con valores anómalos a las ocho semanas por las causas ya explicadas. De este grupo, las superficies *Contact Ti* y *Normal*, fueron las que registraron en un periodo de tiempo más corto diferencias significativas de porcentaje de contacto óseo respecto a las semanas anteriores, este primer mayor contacto significativo tuvo lugar a la sexta semana con respecto a la segunda en ambas superficies, y también con la cuarta en la *Normal*. Para los *Arenado Total*, la diferencia significativa sucedió a la octava semana. De estos resultados se puede decir que, en las condiciones del presente estudio, las superficies arenadas aceleran el proceso de osteointegración de los implantes, dando lugar a un aumento significativo del contacto óseo a partir del segundo mes de implantación, siendo este incremento más rápido para los implantes con el cuello no bombardeado. Esto coincide con diversos autores que teorizan que las mejores superficies para mantener la integridad y menor pérdida de cresta ósea son las que tengan el cuello de titanio liso, frente a los rugosos, tal como se vio en el capítulo correspondiente<sup>130, 58</sup>. Así, nosotros también coincidimos en que los implantes con rugosidad similar en el cuerpo ofrecen un resultado ligeramente mejor y más rápido cuando su cuello es liso en comparación con los que tienen el cuello rugoso, en las condiciones de la presente investigación.

Viendo los efectos que aporta el tratamiento termoquímico de bioactivación a las superficies bombardeadas, se observa que este produce una aceleración en el porcentaje de contacto óseo,

## **- DISCUSIÓN -**

registrando un incremento notable, pero no significativo, tan pronto como a la cuarta semana. Esto se ve solamente en las superficies *Contact Ti*, lo que permite decir, tras el análisis de los resultados y la consulta de la literatura científica, que esta superficie estimula el desarrollo óseo en la interfaz, aunque de forma no significativa, al formar sobre su superficie al ser colocado en un medio biológico, una capa mineral de apatita de la que deriva su capacidad osteoconductiva e incluso osteoinductiva.<sup>11, 77, 231</sup>

Vistos los razonamientos sobre el porcentaje de contacto óseo según el tiempo de implantación en combinación con el tipo de superficie del implante, y junto con los fracasos, decidimos elegir las superficies *Normal* y *Contact Ti* para su investigación en la fase de carga inmediata, al estimar que, bajo las condiciones del presente estudio, eran las que manifestaban un comportamiento más acorde con las exigencias que derivan de someterlos a carga inmediata.<sup>40</sup>

Existen otros factores de posible influencia sobre el porcentaje de contacto óseo, de los que derivaron resultados que no resultan centrales en esta investigación, pero que no dejan de ser importantes, tales como el efecto del lado de colocación del implante, su posición de mesial a distal, así como su localización en la mandíbula o en el maxilar.

En lo que respecta al efecto del lado de colocación del implante sobre el porcentaje de contacto óseo, se vio significativamente menor contacto sobre los implantes situados en el lado derecho de la boca de los cerdos miniatura, donde también se registraron la mayoría de los fracasos en esta fase de investigación. El razonamiento de justificación de estos resultados coincide con lo expuesto en el apartado de fracasos del presente capítulo, por lo que no se volverá a repetir en este momento.

En cuanto al efecto de la posición del implante de mesial a distal en cada hemiarcada, no se vio que demostrase influencia sobre el porcentaje de contacto óseo al no verse ninguna diferencia significativa, así como tampoco se observó ninguna tendencia clara, al contrario de lo que pasaba con los fracasos, donde se vio menor éxito en la posición más distal. Este resultado, similar al obtenido por el equipo de Hale<sup>91</sup>, era de esperar, ya que los cinco implantes se colocaron en las regiones premolares a poca distancia unos de otros, por lo que se considera que no debía verse influido por las posibles diferencias de calidad o cantidad ósea. En cuanto a los fracasos, achacados a la dificultad de colocación en la posición más distal de forma puntual, se estima que si fueron colocados sin problemas, su ubicación distal no perjudicaría al porcentaje de contacto óseo.<sup>126, 202</sup>

Los implantes colocados en la mandíbula registraron significativamente un mayor contacto óseo que cuando eran situados en el maxilar. Semejantes conclusiones se vieron en la literatura científica consultada, tanto en animales como en personas. La diferencia en estos huesos con implantes similares, hace posible sugerir tanto una fuerte influencia local en los parámetros de respuesta ósea, así



## **- DISCUSIÓN -**

como también una diferencia básica en tipo y estructura ósea, estimando desde un principio que eran diferentes en el cerdo<sup>39, 132</sup>. Este resultado resulta chocante si lo valoramos conjuntamente con los fracasos, ya que donde más contacto hubo fue donde más fracaso se registró. Comentando los fracasos, los achacamos a las posibles diferencias de calidad, pero de ser así, tendría que suceder menor contacto óseo en la localización donde hubo más fracasos. También se expuso una posible dificultad de colocación, y a la vista de la histomorfometría, consideramos que esta posibilidad es la más razonable, ya que los implantes con una colocación más dificultosa fracasaron, mientras que los correctamente colocados se osteointegraron sin alteración, y así, considerando una mejor calidad ósea de la mandíbula se derivaría mayor contacto óseo en este hueso al compararlo con el maxilar.

En las diversas combinaciones de los parámetros estudiados no se vieron diferencias significativas de interés, pero sí tendencia a mayor porcentaje de contacto óseo para los implantes colocados en la mandíbula, en el lado izquierdo, así como de los implantes con superficie bombardeada.

### **7.2.2. Implantes sometidos a carga inmediata**

Inicialmente se proponían periodos de entre 3 y 6 meses libres de carga para una correcta osteointegración de los implantes dentales, mientras que hoy en día se busca garantizar una puesta en función lo más pronto posible, optando incluso por la carga inmediata. Existen estudios en los que se indican que las fuerzas adversas pueden impedir la osteointegración de los implantes dentales, pero variados trabajos indican que se necesitan fuerzas funcionales controladas para una buena actividad ósea. En cuanto a la acción de la carga inmediata, o la temprana, se creía que éstas darían lugar a una interfaz de tejido fibroso, pero hoy se sabe que ciertas magnitudes de carga permiten un aumento de la mineralización del tejido periimplantario, e incluso mayor contacto óseo en comparación con los no cargados, comprobándose en cerdos que la carga inmediata de los implantes dentales no altera la biología ósea normal, e incluso acelera la osteointegración. Los factores o requisitos que influyen en el éxito de la carga inmediata son: la necesidad de que los implantes roscados se hallen establemente colocados en número suficiente, mediante técnicas poco traumáticas, en hueso de buena calidad, su superficie sea preferentemente rugosa y/o bioactiva y estén rígidamente ferulizados para controlar y distribuir las fuerzas.<sup>61, 78, 102, 111, 112, 149, 155, 156, 165</sup>

Si comparamos los resultados histomorfométricos de las dos fases, podríamos llegar a la conclusión de que la carga inmediata mantiene (superficie *Normal*) o da lugar a un mayor porcentaje de contacto óseo (superficie *Contact Ti*) que la cicatrización libre de carga, y que aparentemente no perjudica a la osteointegración. Esta conclusión no tiene por que ser errónea, pero no es válida, ya que se diseñaron las dos fases para el estudio a tiempos distintos, la primera para ver la evolución temporal

## - DISCUSIÓN -

y la segunda para ver la respuesta puntual a los seis meses; además en la segunda fase se usaron los implantes con mejor resultado en la primera, por lo que de suponerse un posible comportamiento similar, la media de contacto ya sería más alta que en la primera. Por lo tanto al realizar comparaciones entre ambas fases del presente estudio, así como al realizar comentarios acerca de las diferencias vistas y la influencia de la carga, hay que ser cautelosos. Por el contrario, algunos autores, cumpliendo las premisas para la carga inmediata, concluyeron que esta mantiene en cerdos<sup>164</sup> o incluso mejora en monos<sup>154, 195</sup> los resultados obtenidos por implantes no cargados.

El resultado histomorfométrico primordial de la segunda fase de estudio es la comparación del porcentaje de contacto óseo según la superficie del implante, *Contact Ti* o *Normal*, seleccionadas a partir de la primera fase. Se registró una clara superioridad, de casi el 30%, de los implantes bombardeados y bioactivos, *Contact Ti*, frente a los solo bombardeados, *Normal*, lo mismo ocurría con el porcentaje de fracasos. Esta marcada diferencia se supone que es debida a la bioactividad proporcionada al implante por la capa de titanato de sodio aportada por el tratamiento termoquímico con NaOH, ya que la rugosidad media es muy similar, pero no idéntica. Así pues, se supone que la unión de ambos tratamientos actúa sinérgicamente, por un lado la rugosidad proporcionada por el bombardeo con alúmina, que permite una respuesta más eficiente de los osteoblastos *in vitro* y una mejor respuesta ósea *in vivo*, y por el otro, la bioactividad del titanato de sodio, la cual permite la osteoinducción. Esto coincide con los estudios de Wieland, quien confirmó que la respuesta de los osteoblastos al titanio depende de la topografía, y que las distintas modificaciones proporcionadas por diversos procesos industriales tienen efectos sinérgicos sobre la producción ósea si se aplican conjuntamente sobre un mismo implante.<sup>258</sup>

Cabe preguntarse por qué no se observó la sinergia de tratamientos en la primera fase, al no observarse diferencias significativas entre los tres tipos bombardeados, tal vez pudo ser por la diferencia de tiempo de implantación y/o por el efecto de la carga, pero para confirmar la causa real habría que realizar estudios en los que la única diferencia fuese el protocolo de carga y con una mayor potencia estadística.

En cuanto al porcentaje de contacto óseo según el lado de colocación de los implantes, se vio igual comportamiento que en la primera fase, menor contacto en el lado derecho, pero el contrario que para los fracasos, ya que el menor porcentaje de fracaso se produjo también en el lado derecho. Sería de esperar que en el lado en el cual acaecieron más fracasos, hubiese menor porcentaje de contacto óseo, pero se ve lo contrario. Una posible explicación a esta aparente incongruencia es que al morder, roer<sup>168</sup> o masticar el cerdo con un lado u otro de su boca tuviese mayor tendencia a hacerlo con el lado izquierdo, lo que provocaría mayor carga sobre los implantes de ese lado. No se halló ninguna

## **- DISCUSIÓN -**

confirmación de este punto en la literatura consultada sobre la masticación del cerdo, por lo que no deja de ser una conjetura, asumiendo Langenbach que los cerdos alternarían el lado de masticación al realizar, en 2003, el primer estudio biomecánico de la masticación en un animal pero sin comprender completamente las relaciones biomecánicas<sup>126</sup>. En algunos momentos estas fuerzas pudieron ser sobrecargas que diesen lugar a un mayor riesgo de fracaso espontáneo y puntual. De hecho fracasaron más, pero por el contrario, estas fuerzas oclusales sobre el lado izquierdo pudieron causar mayor estimulación de la formación y remodelación ósea, de lo que derivaría el mayor porcentaje de contacto óseo observado para los implantes satisfactorios. Esta respuesta a las magnitudes de las fuerzas se explicó en el capítulo de integración de los implantes mediante un gráfico ilustrativo (ilustración 10), a la vez que hay autores que indican que para que tenga lugar una correcta osteointegración se necesita de cargas que estimulen el incremento de la formación, recambio y densidad ósea.<sup>154, 195, 192</sup>

En otro ámbito, se vio que los implantes sometidos a carga inmediata no manifestaban diferencias significativas de porcentaje de contacto óseo en función de si estaban colocados en la mandíbula o en el maxilar, si bien, en valores absolutos, mostraron algo más de contacto los colocados en el maxilar. Esto coincide con revisiones de literatura consultadas en las que se indicaba que no existían diferencias en cuanto a la localización anatómica, en mandíbula o maxilar, cuando los implantes se cargaban inmediatamente<sup>78, 149</sup>. Este resultado nos hace suponer que cuando un implante se carga inmediatamente según los prerequisites expuestos, las diferencias de calidad ósea entre la mandíbula y el maxilar de los cerdos no influye sobre el porcentaje de contacto óseo, algo que si se veía cuando se dejaba cicatrizar libre de carga. Volvemos otra vez a teorizar sobre el efecto beneficioso de la carga inmediata de los implantes dentales<sup>154, 192, 195</sup>, lo que provocaría que al estimular mecánicamente al lecho óseo, este cicatrizase de igual forma en ambas arcadas, y que la respuesta no se viese tan influenciada solo por los factores locales al no existir estímulos mecánicos.

En las declaraciones de consenso y procedimientos clínicos recomendados con respecto a los protocolos de carga para los implantes dentales de endoóseos de 2004<sup>46</sup>, se hacía referencia a la necesidad de aumentar el conocimiento acerca de la carga inmediata en el maxilar, ya que se conoce muy poco de la respuesta a este nivel, porque casi toda la bibliografía se refiere a su uso en la mandíbula. Así esta investigación aporta algo de luz al comprobarse que, en las presentes condiciones de estudio, un implante sometido a carga inmediata en el maxilar no se ve perjudicado en su integración con respecto a la localización mandibular.

Tampoco se registraron diferencias significativas de porcentaje de contacto óseo según en la posición de mesial a distal en la que estuviesen colocados los implantes, si bien existe una muy ligera tendencia a que aumentase al aproximarse hacia caudal, coincidiendo además que en la posición más

## - DISCUSIÓN -

distal, fue donde hubo más fracasos. Para justificar esto usamos el argumento de que según nos acercamos a distal, estas posiciones están sometidas a cargas de más magnitud<sup>126, 202</sup>, las cuales, si no provocaban el fracaso del implante, aportarían un mayor estímulo a la osteointegración que no llega a ser significativo.

Se estudiaron estadísticamente otras combinaciones de resultados de porcentaje de contacto óseo, viendo algunas diferencias significativas centradas en la superioridad de los implantes con superficie *Contact Ti*, y en el mayor contacto en el lado izquierdo por las razones expuestas anteriormente.

### **7.3. HISTOLOGÍA**

Histológicamente en todas las situaciones estudiadas se alcanzó la osteointegración de los implantes, de acuerdo con la definición de osteointegración aportada por Brånemark, “*la unión directa, estructural y funcional, de hueso vivo y ordenado con la superficie de un implante soportante de carga*”, refiriéndose esta definición al nivel de microscopia óptica, entendiéndose como una conexión directa entre el hueso y el implante sin capas de tejidos blandos interpuestas, pero sin haber un 100% de conexión.<sup>7, 32, 207</sup>

El análisis histológico de la evolución de la interfaz implante hueso nos proporciona una idea acerca del proceso de osteointegración según el tipo de superficie del implante. Este proceso fue descrito en el capítulo correspondiente, y consta de tres fases diferenciadas: incorporación por sustancia osteoide, adaptación de la masa ósea y posteriormente de su estructura. Una de las características de estos pasos es la evolución de la tasa de daño y reparación ósea, comenzando por mayor daño, pasando por un equilibrio para que luego exista mayor reparación.<sup>29, 125, 129, 207, 251</sup>

Esta evolución se pudo estudiar en la primera fase, con implantes no sometidos a carga, mientras que en la segunda fase solo pudo ser un análisis puntual y estático, mediante análisis semicuantitativo de puntuación.

#### **7.3.1. Implantes no sometidos a carga**

En esta fase de investigación la evolución temporal observada se corresponde para todas las superficies con la aportada por la literatura científica consultada, excepto para la *Contact Ti*. En esta evolución, uno de los primeros pasos es la formación de sustancia osteoide, y el predominio del daño óseo sobre su reparación, durando alrededor de un mes. Esta tasa de daño y reparación ósea fue en lo que no coincidió la respuesta de las superficies *Contact Ti*, que en ningún momento a lo largo del estudio demostró mayor tasa de daño, si no que estuvo en equilibrio hasta la décima semana, cuando predominó la reparación. Esto no significa que durante la primera etapa sufriera poco daño, si no que

## **- DISCUSIÓN -**

la formación de osteoide comenzó rápidamente a las dos semanas, tanto sobre la superficie ósea prístina hacia la interfaz (algo que sucedió alrededor de todos los implantes), como sobre la propia superficie del implante desarrollándose hacia la interfaz (solo visto en este tipo de superficie). El desarrollo de osteoide desde el implante *Contact Ti* se muestra en las imágenes correspondientes a distintos tiempos (4, 5 y 6), y son prueba de la bioactividad de esta superficie. Con el tiempo el osteoide formado sobre esta superficie se va engrosando, albergando células y desarrollando estructura de tejido óseo.

Derivado de lo anterior, se puede considerar que la superficie *Contact Ti* manifiesta bioactividad y osteoinducción, confirmando lo planteado en la discusión de los resultados histomorfométricos para este tipo de superficie. El desarrollo de osteoide sobre el implante también explica el aumento del porcentaje de contacto óseo visto a las cuatro semanas, bastante superior al mostrado por el resto de las superficies, pero sin llegar a ser significativo. Este resultado coincide con los diversos estudios realizados sobre titanio sometido a tratamiento termoquímico con NaOH, y se observa la sinergia de tratamientos comentada anteriormente para la superficie *Contact Ti*, y que no se percibió tan claramente en el estudio histomorfométrico.<sup>11, 119, 120, 121, 231</sup>

Tal como se vio con anterioridad, el porcentaje de contacto óseo evoluciona en el tiempo en dos etapas claramente diferenciadas, que coinciden con las etapas observadas histológicamente, una primera, de un mes de duración, en la cual predomina el daño sobre la reparación ósea, y una segunda en equilibrio, con ligero aumento de la remodelación/reparación ósea a la décima semana. Esto significa que según va aumentando la reparación, a expensas de la disminución del daño, el borde óseo libre se va acercando hacia el implante, hasta hacer contacto con su superficie (recordamos aquí que en la interfaz de los implantes *Contact Ti*, el tejido óseo se desarrolla también desde el implante). Una vez que el nuevo tejido óseo contacta, parte se desarrolla por osteoconducción sobre la superficie del titanio, observándose este fenómeno con mayor intensidad sobre las superficies más rugosas del presente estudio, lo que hace suponer que estas microtopografías estimulan la osteoconducción, lo que no quiere decir que las superficies más lisas la impidan, ya que también tuvo lugar sobre ellas. Al mismo tiempo, el tejido óseo neoformado fue rellenando los espacios entre las roscas del implante y remodelándose, formando estructuras con apariencia reticular alrededor de los vasos. Esta disposición ocurre de forma más marcada a la sexta semana, cuando hay un salto significativo tanto en la histología como en la histomorfometría, si bien ya se observaba, en menor medida, a la cuarta semana. En este momento sería cuando se alcanzase la cantidad de tejido óseo necesaria para estabilizar al implante, y en las semanas siguientes este tejido óseo se remodelaría, rellenando los espacios libres de la estructura reticular comentada, para mejorar su calidad mientras se produce una marcada

## **- DISCUSIÓN -**

disminución de la resorción, pero sin llegar a desaparecer. El nuevo tejido óseo se diferenció bien del hueso prístino hasta la décima semana, cuando el nivel de remodelación alcanzado es tal que apenas se distinguían, llegándose a ver osteonas en contacto directo con el implante en algunas preparaciones, pudiéndose considerar como el “retorno a la normalidad”<sup>82</sup>. Consideramos a la capa de tejido óseo remodelado como el mecanismo de osteointegración que es requerido para la retención a largo plazo de implantes fijados rígidamente en hueso vivo<sup>105</sup>. Esta investigación, en la que coincide la evolución con el proceso de osteointegración descrito, no se alargó el tiempo suficiente como para llegar a ver el “periodo estacionario” de equilibrio dinámico, en el que apenas existiría disminución de la masa ósea, estimándose que podría suceder entre uno y tres años postimplantación.<sup>27, 29, 106, 129, 207</sup>

El daño o resorción ósea se produjo sobre todo en las zonas coronales de los implantes, lo que provocaría la disminución de la altura de cresta ósea durante el primer año, hasta alcanzar el “periodo estacionario”. A lo largo de la longitud del implante la resorción se manifestaba como lagunas con bordes irregulares en el tejido óseo, ya estén asociadas a la superficie del titanio (no relacionándose con ninguna zona concreta) o en plena masa ósea. El daño en la interfaz disminuyó con el tiempo, mientras que en las zonas coronales se mantuvo hasta el final de la investigación, lo que haría interesante conocer si cesa o disminuye, y cuando, la recesión de la cresta ósea. La pérdida ósea a nivel de la cresta no se debe achacar en su totalidad a la presencia del implante, si no más bien sería por la ausencia del ligamento periodontal, del que se conoce que regula la remodelación ósea del hueso alveolar.<sup>140</sup>

Uno de los parámetros que se valoró histológicamente fue la cantidad de tejidos blandos que existían en la interfaz. Se vio que con el tiempo disminuía, comportándose de forma paralela al porcentaje de contacto óseo, tanto en la globalidad del estudio como para cada tipo de superficie en concreto. La explicación a este resultado es la misma que la realizada cuando se explicó la histomorfometría y la evolución histológica de la primera fase, al ser parámetros casi equivalentes. También se evaluó la vascularización de la interfaz, viéndose que aumentaba paralelamente a la remodelación, manteniéndose estable en las zonas de hueso prístino, es un resultado lógico, ya que la formación ósea va acompañada de un incremento de la vascularización.<sup>140</sup>

Comentando los resultados de los distintos tipos de superficie en un mismo tiempo, se vio que a las dos semanas, la única diferencia significativa observada fue la mayor actividad reparadora de las superficies *Contact Ti* en comparación con las *FH*, de la que deriva la diferencia significativa en cuanto a la tasa de daño y remodelación ósea (la cual se mantiene durante la cuarta y sexta semana), aunque fue también superior al resto de las superficies, pero no significativa. Aquí recalcamos lo comentado al inicio de este apartado: no se observan diferencias en cuanto al daño óseo entre las

## **- DISCUSIÓN -**

superficies, derivando pues la superioridad de las superficies *Contact Ti* de la formación de la capa de apatita directamente sobre el titanio modificado por tratamiento termoquímico al colocarlo en un medio biológico<sup>11</sup>. No se vieron diferencias en cuanto a la cantidad de tejido fibroso en la interfaz, lo que corrobora los resultados histomorfométricos.

Las siguientes diferencias significativas de interés fueron a la sexta semana, cuando se observó que la cantidad de tejido fibroso en la interfaz de los implantes *Contact Ti* y *Normal* era significativamente menor a la del resto de superficies, que coincide también con los datos histomorfométricos donde mostraron mayor porcentaje de contacto óseo, si bien no fue significativo. Por lo tanto, esto nos sirvió de apoyo para tomar la decisión de usar estas superficies para la fase de carga inmediata. Posteriormente no se hallaron diferencias de interés.

Así, como breve conclusión, se puede decir que existe correlación directa entre los datos histomorfométricos de porcentaje de contacto óseo con el estudio semicuantitativo de la interfaz hueso implante, con la salvedad de que en el primer caso nos referimos a datos lineales con una única dimensión y en el segundo a datos de un área en dos dimensiones.

### **7.3.2. Implantes sometidos a carga inmediata**

En esta fase de investigación no se realizó un seguimiento en el tiempo de la respuesta ósea al implante a corto plazo, sino que se estudió al tiempo de seis meses, por lo tanto el análisis histológico se refiere a una situación estática de un momento preciso a medio plazo, sin poder evaluar la evolución en el tiempo.

Para las dos superficies, la tasa de daño o resorción del tejido óseo de la interfaz fue significativamente inferior a la de reparación, pero no se vieron diferencias entre los tipos. Por lo tanto, se puede decir que a los seis meses ambos tipos de implantes se encontraban en la fase de adaptación de la estructura ósea a la carga, tras haber logrado anteriormente la cantidad necesaria para la estabilización del implante. Este desequilibrio hacia la reparación nos indicaría que todavía no se alcanzó el “periodo estacionario”<sup>27</sup>. Se podría afirmar que, bajo las condiciones del presente estudio, con los implantes usados, el tiempo de implantación y la carga inmediata, la bioactivación o no de la superficie bombardeada no influye sobre la tasa de remodelación ósea, achacando esto a que una vez que el implante sometido a carga inmediata se halla integrado por la suficiente cantidad de tejido óseo, la remodelación ósea depende más de las características intrínsecas del lecho óseo y no tanto del implante. Aunque para confirmar este punto habría que estudiar además la respuesta de implantes mecanizados tratados y no tratados por modificación termoquímica con NaOH, para ver si influye de semejante manera en la remodelación la bioactivación de superficies lisas que la de superficies

## - DISCUSIÓN -

rugosas. Por lo tanto, se estima que es básico que los implantes dentales que se vayan a cargar inmediatamente han de ser colocados en hueso de calidad y cantidad óptima, no solo para asegurar la estabilidad primaria, si no, como se ve aquí, también para asegurar su mantenimiento a medio plazo, al poseer el hueso sano una buena tasa de remodelación que le permite adaptarse a la nueva situación.<sup>78</sup>

149

Donde si se vieron diferencias a la hora de comparar las dos superficies, fue al analizar la cantidad de tejidos blandos en la interfaz, al verse significativamente menos cantidad de tejidos blandos alrededor de los implantes *Contact Ti* al compararlos con los *Normal*. Para este parámetro volvió a observarse un comportamiento similar al visto en la fase anterior, al observarse que está relacionado directamente con el porcentaje de contacto óseo, manteniendo incluso la significación estadística, valiendo los mismos razonamientos expuestos en el apartado de la histomorfometría de los implantes cargados para explicar estos resultados.

En cuanto a la resorción, no se vieron diferencias entre los dos tipos, pero si que se notó una clara tendencia de distribución de la actividad osteoclástica. Para las dos superficies, el daño del tejido óseo predominó en las zonas coronales del implante, por la ya referida disminución de la cresta ósea durante el primer año, y aparte, esta resorción también es debida a que cuando los implantes se someten a cargas, la zonas óseas que sufren más tensiones son las que contactan con las primeras roscas coronales, por lo que el tejido óseo sufre en estas áreas microlesiones con mayor intensidad que conducen a su resorción<sup>44, 185</sup>. En relación con las cargas, se registró una muy ligera tendencia a la existencia de más tejido blando en la cara apical de las roscas. Debido a la transmisión de cargas, y a pesar de que en la interfaz existe cierta elasticidad, se hace necesario usar implantes con diseños macroscópicos y microtopografía aumentada para mejorar la distribución de tensiones con el fin de minimizar el daño del lecho óseo.<sup>246</sup>

Como un breve resumen, se puede decir que los implantes *Contact Ti* dieron lugar a una ligera mejor respuesta en comparación con los *Normal*, pero solo fue significativa para la cantidad de tejido blando.



**ESTUDIO EXPERIMENTAL EN EL CERDO DEL USO DE IMPLANTES DENTALES ANTE  
SITUACIONES DE CARGA INMEDIATA**

## 8-CONCLUSIONES

**ESTUDIO EXPERIMENTAL EN EL CERDO DEL USO DE IMPLANTES DENTALES ANTE  
SITUACIONES DE CARGA INMEDIATA**

Tras haber desarrollado la investigación, expuesto y discutido los resultados obtenidos, y bajo las condiciones del presente estudio, estamos en disposición de emitir las siguientes conclusiones:

- Todas las superficies estudiadas experimentan osteointegración y manifiestan osteoconducción.
- Los implantes con mayor rugosidad superficial (*Normal*, *Arenado Total*, *Contact Ti*) manifiestan mejor comportamiento que los implantes de menor rugosidad de superficie (*Mecanizado*, *FH*), bajo condiciones libres de carga oclusal directa.
- El uso de implantes dentales con cuello liso (*Normal*) frente al rugoso (*Arenado total*), siempre que el tratamiento del cuerpo sea similar, proporciona mayor porcentaje de contacto óseo en menor tiempo, bajo condiciones libres de carga oclusal directa.
- Los implantes no sometidos a carga oclusal directa con superficie *Normal* y *Contact Ti*, manifiestan mayor porcentaje de contacto óseo en menor tiempo.
- Los implantes sometidos a bombardeo y tratamiento termoquímico (*Contact Ti*) manifiestan el mejor comportamiento en el proceso de osteointegración, mostrando osteoinducción, bajo situaciones libres de carga oclusal directa.

### - CONCLUSIONES -

- Los implantes no sometidos a carga oclusal directa colocados en la mandíbula manifiestan mayor porcentaje de contacto óseo que los colocados en el maxilar.
- Bajo condiciones de carga oclusal inmediata, los implantes con superficie *Contact Ti* manifiestan mayor éxito, mayor porcentaje de contacto óseo y menor cantidad de tejidos blandos en la interfaz que los implantes con superficie *Normal*.
- Bajo condiciones de carga oclusal inmediata, no hay diferencias en el porcentaje de contacto óseo entre los implantes colocados en mandíbula o maxilar.

Como conclusión final y bajo las condiciones del presente estudio, se puede afirmar que:

*La aplicación en la región premolar de la mandíbula y del maxilar de implantes dentales con superficie Contact Ti, junto con una ferulización rígida, hace viable su uso en situaciones de carga inmediata.*

**ESTUDIO EXPERIMENTAL EN EL CERDO DEL USO DE IMPLANTES DENTALES ANTE  
SITUACIONES DE CARGA INMEDIATA**

## 9-BIBLIOGRAFÍA



1. AAOMS (2005) Statements by the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons Concerning the Management of Selected Clinical Conditions and Associated Clinical Procedures. Oral and Craniomaxillofacial Implant Surgery. February 2005.
2. AARON JE, SHORE PA (2003) Bone Histomorphometry. En Handbook of Histology Methods for Bone and Cartilage. An Y.H., Martin K.L. (Eds.), Humana Press Inc., New Jersey Cap 25:331-351.
3. ABARCA M, VAN STEENBERGHE D, MALEVEZ C, JACOBS R (2006) The Neurophysiology of Osseintegrated Oral Implants. A clinically Underestimated Aspect. J Oral Rehabil 33:161-169.
4. AKAGAWA Y, WADAMOTO M, SATO Y, TSURU H (1992) The Three-dimensional Bone Interface of an Osseointegrated Implant: A Method for Study. J Prosthet Dent 68:813-816.
5. ALBREKTSSON T (2000) Osteointegración: Bases Históricas y Conceptos Actuales. En Periondontología Clínica e Implantología Odontológica, Cáp. 28:859-869 Ed. Panamericana, Madrid.
6. ALBREKTSSON T (1988) Bone Tissue Response. En Tissue-Integrated Prosthesis, Osseointegration in Clinical Dentistry 2º reprt, Chap 6:129-143 Ed. Quintessence, Chicago.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

7. ALBREKTSSON T, JOHANSSON C (2001) Osteoinduction, Osteoconduction and Osseointegration. *Eur Spine J* 10:S96-S101.
8. AN YH, MOREIRA PL, KANG QK, GRUBER HE (2003) Principles of Embedding and Common Protocols. En *Handbook of Histology Methods for Bone and Cartilage*. An Y.H., Martin K.L. (Eds.), Humana Press Inc., New Jersey Cap 11:185-198.
9. ANSELME K (2000) Osteoblast Adhesion on Biomaterials. Review. *Biomaterials* 21:667- 681.
10. ANSELME K, NOËL B, HARDOUIN P (1999) Human Osteoblast Adhesion on Titanium Alloy, Stainless Steel, Glass and Plastic Substrates with same Surface Topography. *J Mater Sci: Mater Med* 10:815-819.
11. APARICIO BÁDENAS CA (2004) Tratamientos de Superficie sobre Titanio Comercialmente Puro para la Mejora de la Osteointegración de los Implantes Dentales. Memoria de tesis presentada para optar al grado de Doctor Ingeniero Industrial por la Universitat Politècnica de Catalunya.
12. APARICIO C, GIL FJ, FONSECA C, BARBOSA M, PLANELL JA (2003) Corrosion Behavior of Commercially Pure Titanium Shot Blasted with Different Materials and Sizes of Shot Particles for Dental Implant Applications. *Biomaterials* 24:263-273.
13. APARICIO C, OLIVE J (1990) Microanálisis Superficial Comparativo en Implantes Brånemark Fracasados en su Osteointegración. *Rev Eur Odontoestomato* 1:59-81.
14. BAGAMBISA FB, KAPPERT HF, SCHILLI W (1994) Interfacial Reactions of Osteoblasts to Dental and Implant Materials. *J Oral Maxillofac Surg* 52:52-56.
15. BAGNO A, DI BELLO C (2004) Surface Treatments and Roughness Properties of Ti-Based Biomaterials. *J Mater Sci Mater Med* 15:935-949.
16. BARONE A, COVANI U, CORNELINI R, GHERLONE E (2003) Radiographic Bone Density Around Immediately Loaded Implants. A Case Series. *Clin Oral Impl Res* 14:610-615.
17. BARRETT AW, SELVARAJAH S, FRANNEY S, WILLS KA, BERKOVITZ BK (1998) Interspecies Variations in Oral Epithelial Cytokeratin Expression. *J Anat* 193:185-193.
18. BARTOLD PM, WALSH LJ, NARAYANAN AS (2000) Molecular and Cell Biology of the Gingiva. *Periodontol* 2000 24:28-55.



**- BIBLIOGRAFÍA -**

19. BATHOMARCO RV, SOLORZANO G, ELIAS CN, PRIOLI R (2004) Atomic Force Microscopy Analysis of Different Surface Treatments of Ti Dental Implant Surfaces. *Appl Surf Scie* 233:29-34.
20. BECKER W, SCHENK R, HIGUCHI K, LEKHOLM U, BECKER BE (1995) Variations in Bone Regeneration Adjacent to Implants Augmented with Barrier Membranes alone or with Demineralized Freeze-Dried Bone or Autologous Grafts: A Study in Dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:143-154.
21. BEREZNAI M, PELSÖCZI I, TÓTH Z, TURZÓ K, RADNAI M (2003) Surface Modifications Induced by ns and sub-ps Excimer Laser Pulses on Titanium Implant Material. *Biomaterials* 24:4197-4203.
22. BERGKVIST G, SAHLHOLM S, KARLSSON U, NILNER K, LINDH C (2005) Immediately Loaded Implants Supporting Fixed Prostheses in the Edentulous Maxilla: A Preliminary Clinical and Radiology Report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20:399-405.
23. BERGLUNDH T, PERSSON L, KLINGE B (2002) A Systematic Review of the Incidence of Biological and Technical Complications in Implant Dentistry in Prospective Longitudinal Studies of at least 5 Years. *J Clin Periodontol* 29(3):197-212.
24. BERMAN CL (1989) Osseointegration. Complications. Prevention, Recognition, Treatment. *Dent Clin North America* 33(4):635-663.
25. BIGERELLE M, ANSELME K, NOËL B, RUDERMAN I, HARDOUIN P (2002) Improvement in the Morphology of Ti-based Surfaces: a New Process to Increase in Vitro Human Osteoblast Response. *Biomaterials* 23:1563-1577.
26. BISCHOF M, NEDIR R, SZMUCLER-MONCLER S, BERNARD JP, SAMSON J (2004) Implant Stability Measurement of Delayed and Immediately Loaded Implants During Healing. A Clinical Resonance-Frequency Analysis Study with Sandblasted-and-etched ITI Implants. *Clin Oral Impl Res* 15:529-539.
27. BOWER RC, RADNY NR, WALL CD, HENRY PJ (1989) Clinical and Microscopic Findings in Edentulous Patients 3 Years after Incorporation of Osseointegrated Implant-Supported Bridgework. *J Clin Periodontol* 16:580-587.
28. BOYAN BD, BONEWALD LF, PASCHALIS EP, LOHMANN CH, COCHRAN DL (2002) Osteoblast-Mediated Mineral Deposition in Culture is Dependent on Surface Microtopography. *Calcif Tissue Int* 71:519-529.
29. BOYAN BD, DEAN DD, LOHMANN CH, COCHRAN DL, SYLVIA VL (2001) The Titanium-Bone Cell Interface In Vitro: The Role of the Surface in Promoting

### **- BIBLIOGRAFÍA -**

- Osteointegration. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. Titanium in Medicine. Cap 17:562-579. Ed Springer, Berlin.
30. BOYAN BD, SYLVIA VL, LIU Y, SAGUN R, COCHRAN DL (1999) Surface Roughness Mediates its Effects on Osteoblast via Protein Kinase A and Phospholipase A2. *Biomaterials* 20:2305-2310.
  31. BRACERAS I, ONATE JI, GOIKOETXEA L, VIVIENTE JL, ALAVA JI (2004) Bone Cell Adhesion on Ion Implanted Titanium Alloys. *Surf Coat Tech* 196:321-326.
  32. BRÅNEMARK P-I (1988) Introduction to Osseointegration. En *Tissue-Integrated Prosthesis, Osseointegration in Clinical Dentistry 2º reprt*, Chap 1:11-76 Ed. Quintessence, Chicago.
  33. BROSH T, PERSOVSKI Z, BINDERMAN I (1995) Mechanical Properties of Bone-Implant Interface: An in Vitro Comparison of the Parameters at Placement and at 3 Months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:729-735.
  34. BRUNETTE DM (2001) Principles of Cell Behavior on Titanium Surfaces and Their Application to Implanted Devices. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. Titanium in Medicine. Cap 15:485-512. Ed Springer, Berlin.
  35. BUSER D (2001) Titanium for Dental Applications (II): Implant with Roughened Surfaces. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. Titanium in Medicine. Cap 25:876-884. Ed Springer, Berlin.
  36. BUSER D, RUSKIN J, HIGGINBOTTOM F, HARDWICK R, DAHLIN C (1995) Osseointegration of Titanium Implants in Bone Regenerated in Membrane-protected Defects: A Histologic Study in the Canine Mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:666-681.
  37. BUSER D, WARRER K, KARRING T (1990) Formation of a Periodontal Ligament Around Titanium Implants. *J Periodontol* 61:597-601.
  38. CARMICHAEL RP, McCULLOCH CA, ZARB GA (1991) Quantitative Immunohistochemical Analysis of Keratins and Desmoplakins in Human Gingiva and Peri-Implant Mucosa. *J Dent Res* 70:899-905.
  39. CARR AB, GERARD DA, LARSEN PE (1997) Quantitative Histomorphometric Description of Implant Anchorage for Three Types of Dental Implants Following 3 Months of Healing in Baboons. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12(6):777-784.
  40. CEHRELI M, SAHIN S, AKCA K (2004) Role of Mechanical Environment and Implant Design on Bone Tissue Differentiation: Current Knowledge and Future Contexts. *J Dent* 32:123-132.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

41. CHANG MC, KO CC, LIU CC, DOUGLAS WH, DELONG R (2003) Elasticity of Alveolar Bone near Dental Implant-bone Interface after One Month Healing. *J Biomech* 36:1209-1214.
42. CHAVEZ H, ORTMAN LF, DeFRANCO RL, MEDIGE J (1993) Assessment of Oral Implant Mobility. *J Prosthet Dent* 70:421-426.
43. CHRISTENSEN GJ (1990) Implant Prosthodontics Contribute to Restorative Dentistry. *JADA* 121:340-350.
44. CHUN HJ, CHEONG SY, HAN JH, CHUNG JP, HEO SJ (2000) Effects of Design Parameters of Osseointegrated Implant on Stress Distribution in Jaw Bone. *Proc 22nd EMBS Int Conf* 725-728.
45. CITEAU A, GUICHEUX J, VINATIER C, LAYROLLE P, NGUYEN TP, PILET P (2005) In Vitro Biological Effects of Titanium Rough Surface Obtained by Calcium Phosphate Grid Blasting. *Biomaterials* 26:157-165.
46. COCHRAN DL, MORTON D, WEBER HP (2004) Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Loading Protocols for Endosseous Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, supplement: 109-113.
47. ÇOMUT AA, WEBER HP, SHORTKROFF S, CUI F, SPECTOR M (2001) Connective Tissue Orientation around Dental Implants in Canine Model. *Clin Oral Impl Res* 12:433-440.
48. CONFORTO E, ARONSSON B-O, SALITO A, CRESTOU C, CAILLARD D (2004) Rough Surfaces of Titanium and Titanium Alloys for Implants and Prostheses. *Mat Sci Eng C* 24:611-618.
49. COOLEY DR, Van DELLEN AF, BURGESS JO, WINDELER AS (1992) The Advantages of Coated Titanium Implants Prepared by Radiofrequency Sputtering from Hydroxyapatite. *J Prosthet Dent* 67:93-100.
50. COOPER LF (2000) A Role for Surface Topography in Creating and Maintaining Bone at Titanium Endosseous Implants. *J Prosthet Dent* 84:522-534.
51. COPPA A, BONDIOLI L, CUCINA A, FRAYER DW, MACCHIARELLI R (2006) Palaeontology: Early Neolithic Tradition of Dentistry. *Nature* 440:755-756.
52. CRUBZY E, MURAIL P, GIRARD L, BERNADOU JP (1998) False Teeth of the Roman World. *Nature* 391:29.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

53. DARD M, SEWING A, MEYER J, VERRIER S (2000) Tools for Tissue Engineering of Mineralized Oral Structures. Clin Oral Invest 4:126-129.
54. DELCANHO RE (1995) Neuropathic Implications of Prosthodontic Treatment. J Prosthet Dent 73(2):146-152.
55. DELIGIANNI DD, KATSALA N, LADAS S, SOTIROPOULOU D, AMEDEE J (2001) Effect of Surface Roughness of the Titanium Alloy Ti-6Al-4V on Human Bone Marrow Cells Response and on Protein Adsorption. Biomaterials 22:1241-1251.
56. DI PALMA F, DOUET M, BOACHON C, GUIGNANDON A, PEYROCHE S (2003) Physiological Strains Induce Differentiation in Human Osteoblast Cultured on Orthopaedic Biomaterial. Biomaterials 24:3139-3151.
57. DONATH K, ROHRER M (2003) Bone Sectioning Using the Exakt System. En Handbook of Histology Methods for Bone and Cartilage. An Y.H., Martin K.L. (Eds.), Humana Press Inc., New Jersey Cap 16:243-252.
58. DONKEY T, GILLETTE W (1991) Titanium Endosseous Implant-Soft Tissue Interface: A Literature Review. J Periodontol 62:153-160.
59. DORLAND (1993) Diccionario Médico de Bolsillo Dorland. 24ª edición Ed McGraw-Hill - Interamericana de España. Madrid.
60. DUYCK J, NAERT I (1998) Failure of Oral Implants: Aetiology, Symptoms and Influencing Factors. Clin Oral Invest 2:102-114.
61. DUYCK J, RONOLD HJ, Van OOSTERWYCK H, NAERT I, SLOTEN JV (2001) The Influence of Static and Dynamic Loading on Marginal Bone Reactions around Osseointegrated Implants: an Animal Experimental Study. Clin Oral Impl Res 12(3):207-218.
62. EISENMENGER E, ZERNER K. (1985) Odontología Veterinaria. Ed. Marzo 80. Barcelona.
63. ERICSSON I, LINDHE J (1993) Probing Depth at Implants and Teeth. An Experimental Study in Dogs. J Clin Periodontol 20:623-627.
64. ERICSSON I, NILNER K, KLINGE B, GLANTZ PO (1996) Radiographical and Histological Characteristics of Submerged and Nonsubmerged Implants: An Experimental Study in the Labrador Dog. Clin Oral Impl Res 7:20-26.
65. ERICSSON I, NILSON H, LINDH K, RANDOW K (2000) Immediate Functional Loading of Brånemark Single Tooth Implants. An 18 Months Clinical Pilot Study. Clin Oral Impl Res 11:26-33.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

66. ERICSSON I, RANDOW K, GLANTZ PO, LINDHE J, NILNER K (1994) Clinical and Radiographical Features of Submerged and Nonsubmerged Titanium Implants. *Clin Oral Impl Res* 5:185-189.
67. ERLI HJ, MARX R, PARA O, NIETHARD FU, WEBER M, WIRTZ DC (2005) Surface Pretreatments for Medical Application of Adhesion. *Biomed Eng Online* 2:15.
68. ESPOSITO M (2001) Titanium for Dental Applications (I). En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 24:828-860. Ed Springer, Berlin.
69. ESPOSITO M, HIRSCH JM, LEKHOLM U, THOMSEN P (1997) Failure Patterns of Four Osseointegrated Oral Implant Systems. *J Mat Sci: Mat in Med* 8:843-847.
70. FINI M, GIAVARESI G, TORRICELLI P, BORSARI V, GIARDINO R (2004) Osteoporosis and Biomaterial Osteointegration. *Biomed Pharm* 58:487-493.
71. FINI M, SAVARINO L, ALDINI N, MARTINI L, GIAVARESI G, RIZZI G (2003) Biomechanical and Histomorphometric Investigations on Two Morphologically Differing Titanium Surfaces with and without Flurohydroxyapatite coating: an Experimental Study in Sheep Tibiae. *Biomaterials* 24(19):3183-3192.
72. FIORELLINI JE, ENGBRETSON SP, DONATH K, WEBER HP (1998) Guide Bone Regeneration Utilizing Expanded Polytetrafluoroethylene Membranes in Combination With Submerged and Nonsubmerged Dental Implants in Beagle Dogs. *J Periodontol* 69:528-535 .
73. FRANCHI M, BACCHELLI B, MARTINI D, DEPASQUALE V, ORSINI E (2004) Early Detachment of Titanium Particles from Various Different Surfaces of Endosseous Dental Implants. *Biomaterials* 25:2239-2246.
74. FREESE HL, VOLAS MG, WOOD JR (2001) Metallurgy and Technological Properties of Titanium and Titanium Alloys. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 3:26-49. Ed Springer, Berlin.
75. FUENTES LF (2000) Carga Inmediata de los Implantes Dentales. *Rev. Esp. Odontoestomatológica de Implantes* 8(1):26-31.
76. FUGAZZOTTO PA (1997) Success and Failure Rates of Osseointegrated Implants in Function in Regenerated Bone for 6 to 51 Months: A Preliminary Report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12:17-24.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

77. FUJIBAYASHI S, NEO M, KIM H-M, KOKUBO T, NAKAMURA T (2004) Osteoinduction of Porous Bioactive Titanium Metal. *Biomaterials* 25:443-450.
78. GAPSKI R, WANG HL, MASCARENHAS P, LANG N (2003) Critical Review of Immediate Implant Loading. *Clin Oral Impl Res* 14:515-527.
79. GILMER CE (1990) Goals and Limitations of Implant Prosthodontics. *JADA* 121:352-353.
80. GOTFREDSEN K, BERGLUNDH T, LINDHE J (2001) Bone Reactions Adjacent to Titanium Implants Subjected to Static Load. A Study in the Dog (I). *Clin Oral Impl Res* 12:1-8.
81. GOTFREDSEN K, BERGLUNDH T, LINDHE J (2001) Bone Reactions Adjacent to Titanium Implants Subjected to Static Load of Different Duration. A Study in the Dog (III). *Clin Oral Impl Res* 12:552-553.
82. GRIZON F, AGUADO E, HURÉ G, BASLÉ MF, CHAPPARD D (2002) Enhanced Bone Integration of Implants with Increased Surface Roughness: a Long Term Study in the Sheep. *J Dent* 30:195-203.
83. GRUBER HE, INGRAM JA (2003) Basic Staining and Histochemical Techniques and Immunohistochemical Localizations Using Bone Sections. En *Handbook of Histology Methods for Bone and Cartilage*. An Y.H., Martin K.L. (Eds.), Humana Press Inc., New Jersey Cap 20:281-286.
84. GRUNDER U, HÜRZELER MB, SCHÜBACH P, STRUB J (1993) Treatment of Ligature-Induced Perimplantitis Using Guided Tissue Regeneration: A Clinical and Histologic Study in the Beagle Dog. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:282-293.
85. GRUNER H (2001) Thermal Spray Coatings on Titanium. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 12:375-416. Ed Springer, Berlin.
86. GUTWEIN LG, WEBSTER TJ (2004) Increased Viable Osteoblast Density in the Presence of Nanophase Compared to Conventional Alumina and Titania Particles. *Biomaterials* 25:4175-4183.
87. GUTWEIN LG, WEBSTER TJ (2002) Osteoblast and Chondrocyte Proliferation in the Presence of Alumina and Titania Nanoparticles. *J Nanopart Res* 4:231-238.
88. GUY SC, McQUADE MJ, SCHEIDT MJ, McPHERSON JC, ROSSMAN JA (1993) In vitro Attachment of Human Gingival Fibroblasts to Endosseous Implant Materials. *J Periodontol* 64:542-546.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

89. HAHN JA (1990) The Blade Implant. JADA 121:394-402.
90. HAIDER R, WATZEK G, PLENK H (1993) Effects of Drill Cooling and Bone Structure on IMZ Implant Fixation. Int J Oral Maxillofac implants 8: 83-91.
91. HALE TM, BORETSKY BB, SCHEIDT MJ, McQUADE MJ, STRONG SL (1991) Evaluation of Titanium Dental Implant Osseointegration in Edentulous Areas of Micro Swine. J Oral Implantol 17(2): 118-124.
92. HAMADA K, KON M, HANAWA T, YOKOHAMA K, MIYAMOTO Y (2002) Hydrothermal Modification of Titanium Surface in Calcium Solutions. Biomaterials 23:2265-2272.
93. HAMMERLE CH, GLAUSER R (2004) Clinical Evaluation of Dental Implant Treatment. Periodontol 2000 34:230-239.
94. HARTMAN LC, MEENAGHAN MA, SCHAAF NG, HAWKER PB (1989) Effects of Pretreatment Sterilization and Cleaning Methods on Materials Properties and Osseointegration of a Threaded Implant. Int J Oral Maxillofac Implants 4:11-18.
95. HATANO N, YAMAGUCHI M, SUWA T (2003) A Modified Method of Immediate Loading using Brånemark Implants in Edentulous Mandibles. Odontology 91:37-42.
96. HAYNES DR, CROTTI TN, ZREIQAT H (2004) Regulation of Osteoclast Activity in Peri-Implant Tissues. Biomaterials 25:4877-4885.
97. HEITZ-MAYFIELD LJ, SCHMID B, WEIGEL C, GERBER S, LANG NP (2004) Does Excessive Occlusal Load Affect Osseointegration? An Experimental Study in the Dog. Clin Oral Impl Res 15:259-268.
98. HERRERA FJ, ROMERO, VALLECILLO M (2004) Puesta al Día Sobre Implantes de Carga Inmediata. Revisión Bibliográfica. Med Oral 9:74-81.
99. HICKEY JS, O'NEAL RB, SCHEIDT MJ, STRONG SL, TURGEON D (1991) Microbiologic Characterization of Ligature Induced Peri-Implantitis in the Microswine Model. J Periodontol 62:548-553.
100. HOLGERS KM, ESPOSITO M, KÄLTORP M, THOMSEN P (2001) Titanium in Soft Tissues. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. Titanium in Medicine. Cap 16:513-560. Ed Springer, Berlin.
101. HOMOLY PA (1990) The Restorative and Surgical Technique for the Full Maxillary Subperiosteal Implant. JADA 121:404-407.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

102. HRUSKA A, BORELLI P, BORDANARO AC, MARZADURI E, HRUSKA KL (2002) Immediate Loading Implants: A Clinical Report of 1301 Implants. *J Oral Implantol* 33(4):200-209.
103. <http://www.drmagner.com/implants/history.html> History of Dental Implants, Implant Dentist in New York.
104. <http://www.merckvetmanual.com/mvm/htm/bc/digdd04.html>
105. HUGA SS, ROBERTS WE (2004) Mechanism of Osseointegration: Characterization of Supporting Bone with Indentation Testing and Backscattered Imaging. *Semin Orthod* 10:162-173.
106. HUJA SS, KATONA R, BURR DB, GARETTO LP, ROBERTS WE (1999) Microdamage Adjacent to Endosseous Implants. *Bone* 25:217-222.
107. JAEGER NA, BRUNETTE DM (2001) Production of Microfabricated Surfaces and Their Effects on Cell Behavior. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 11:343-374. Ed Springer, Berlin.
108. JANSEN JA (2003) Histological Analysis of Bone-Implant Interface. En *Handbook of Histology Methods for Bone and Cartilage*. An Y.H., Martin K.L. (Eds.), Humana Press Inc., New Jersey Cap 26:353-360.
109. JAYARAMAN M, MEYER U, BUHNER M, JOOS U, WIESMANN HP (2004) Influence of Titanium Surface on Attachment of Osteoblast-Like Cells in Vitro. *Biomaterials* 25:625-631.
110. JELL G, KERJASCHKI D, REVELL P, AL-SAFFAR N (2006) Lymphangiogenesis in the Bone-Implant Interface of Orthopedic Implants: Importance and Consequence. *J Biomed Mater Res A* 77A:119-127.
111. JO YH, HOBOS PK, HOBOS S (2001) Freestanding and Multiunit Immediate Loading of the Expandable Implant: An Up-to-40-month Prospective Survival Study. *J Prosthet Dent* 85:148-155.
112. JOOS U, BÜCHTER AM, WIESMANN HP, MEYER U (2005) Strain Driven Fast Osseointegration of Implants. *Head Face Med* 1:6.
113. JOSHI RI, ELEY A (1988) The In-Vitro Effect of a Titanium Implant on Oral Microflora: Comparison with other Metallic Compounds. *J Med Microbiol* 27:105-107.
114. KARLSSON U, GOTFREDSEN K, OLSSON C (1998) A 2-Year Report on Maxillary and Mandibular Fixed Partial Dentures Supported by Astra Tech Dental



**- BIBLIOGRAFÍA -**

- Implants: A Comparison of 2 Implants with Different Surface Textures. Clin Oral Impl Res 9:235-242.
- 115.** KASEMO B, LAUSMAA J (1988) Metal Selection and Surface Characteristics. En Tissue-Integrated Prosthesis, Osseointegration in Clinical Dentistry 2º reprt, Chap 4:99-116 Ed. Quintessence, Chicago.
- 116.** KAWAI T, MIEKI A, OHNO Y, UMEMURA M, KATAOKA H (1993) Osteoinductive Activity of Composites of Bone Morphogenetic Protein and Pure Titanium. Clin Ortho Rel Res 290:296-305.
- 117.** KIM H-M, TAKADAMA H, KOKUBO T, NISHIGUCHI S, NAKAMURA T (2002) Formation of a Bioactive Graded Surface Structure on Ti-15Mo-5Zr-3Al Alloy by Chemical Treatment. Biomaterials 21:353-358.
- 118.** KOHRI M, COOPER EP, FERRACANE JL, WAITE DF (1990) Comparative Study of Hydroxyapatite and Titanium Dental Implants in Dogs. J Oral Maxillofac Surg 48:1265-1273.
- 119.** KOKUBO T (2005) Design of Bioactive Bone Substitutes Based on Biomineralization Process. Mat Sci Eng C 25:97-104.
- 120.** KOKUBO T, KIM H-M, KAWASHITA M (2003) Novel Bioactive Materials with Different Mechanical Properties. Biomaterials 24:2161:2175.
- 121.** KOKUBO T, KIM H-M, KAWASHITA M, NAKAMURA T (2004) Bioactive Metals: Preparation and Properties. J Mater Sci: Mater Med 15:99-107.
- 122.** KÖNDELL PA, SÖDER P, LANDT H, FRITHIOF L, ANNEROTH G (1991) Gingival Fluid and Tissues Around Successful Titanium and Ceramic Implants. Acta Odontol Scand 49:169-173.
- 123.** KORN D, SOYEZ G, ELSSNER G, PETZOW G, BRÈS EF (1997) Study of Interface Phenomena Between Bone and Titanium and Alumina Surfaces in The Case of Monolithic and Composite Dental Implants. J Mat Sci: Mat in Med 8:613-620.
- 124.** KUMAZAWA R, WATARI F, TAKASHI N, TANIMURA Y, UO M (2002) Effects of Ti Ions and Particles on Neutrophil Function and Morphology. Biomaterials 23:3757-3764.
- 125.** LANG NP, BECKER W, KARRING T (2000) Formación del Hueso Alveolar. En Periondontología Clínica e Implantología Odontológica, Cap 32:916-947 Ed. Panamericana, Madrid.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

126. LANGENBACH GE, ZHANG F, HERRING W, HANNAM AG (2002) Modeling the Masticatory Biomechanics of a Pig. *J Anat* 201:383-393.
127. LANGER B, LANGER L, HERRMANN I, JORNEUS L, ENG M (1993) The Wide Fixture: A Solution for Special Bone Situations and a Rescue for the Compromised Implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:400-408.
128. LARSSON C, EMANUELSSON L, THOMSEN P, ERICSON LE, ARONSSON BO (1997) Bone Response to Surface Modified Titanium Implants - Studies on the Tissue Response After 1 Year to Machined and Electropolished Implants with Different Oxide Thicknesses. *J Mater Sci: Mater Med* 8: 721-729.
129. LARSSON C, ESPOSITO M, LIAO H, THOMSEN P (2001) The Titanium-Bone Interface In Vivo. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 18:588-633. Ed Springer, Berlin.
130. LAUER G, WIEDMANN-AL-AHMAD, OTTEN JE, HÜBNER U, SCHMELZEISEN R (2001) The Titanium Surface Texture Effects Adherence and Growth of Human Gingival Keratinocytes and Human Maxillar Osteoblast-like Cells in Vitro. *Biomaterials* 22:2799-2809.
131. LAUSMAA J (2001) Mechanical, Thermal, Chemical and Electrochemical Surface Treatment of Titanium. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 8:232-258. Ed Springer, Berlin.
132. LAZZARA R, SIDDIQUI AA, BINON P, FELDMAN SA, WEINER R (1996) Retrospective Multicenter Analysis of 3i Endosseous Dental Implants Placed over a Five-year Period. *Clin Oral Implant Res* 7:73-83.
133. LEE JH, RYU H-S, LEE D-S, HONG KS, CHNAG B-S (2005) Biomechanical and Histomorphometric Study on the Bone-Screw Interface of Bioactive Ceramic-Coated Titanium Screws. *Biomaterials* 26:3249-3257.
134. LEFKOVE MD, BEALS RP (1990) Immediate Loading of Cylinder Implants with Overdentures in the Mandibular Symphysis: The Titanium Plasma-sprayed Screw Technique. *J Oral Implantol* 16:265-271.
135. LeGEROS R, GRAIG RG (1993) Strategies to Affect Bone Remodeling: Osteointegration. *J Bone Min Res* 8(2):s583-596.
136. LEKHOLM U, ZARB GA (1988) Patient Selection and Preparation. En *Tissue-Integrated Prosthesis, Osseointegration in Clinical Dentistry 2º reprt*, Chap 12:199-209 Ed. Quintessence, Chicago.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

137. LEVY D, DEPORTER DA, PILLIAR RM, WATSON PA, VALIQUETTE (1996) Initial Healing in the Dog of Submerged versus Non-Submerged Porous-Coated Endosseous Dental Implants. Clin Oral Impl Res 7:101-110.
138. LIJAN Z, TI-SHENG C, WEI W, LEI C (2000) Study of Commercially Pure Titanium Implants Bone Integration Mechanism. Eur J Plast Surg 23:301-304.
139. LINDER-ARONSON S, NORDENRAM A, ANNEROTH G (1990) Titanium Implant Anchorage in Orthodontic Treatment: An experimental Investigation in Monkeys. Eur J Ortodont 12:414-419.
140. LINDHE J, KARRING K (2000) Anatomía del Periodonto. En Periondontología Clínica e Implantología Odontológica, Cap 1:19-67 Ed. Panamericana, Madrid.
141. LIOUBAVINA-HACK N, LANG NP, KARRING T (2006) Significance of Primary Stability for Osseointegration of Dental Implants. Clin Oral Impl Res doi:10.1111/j.1600-0501.2005.01201.X.
142. LISTGARTEN MA, BUSER D, STEINEMANN SG, DONATH K, LANG NP (1992) Light and Transmission Electron Microscopy of the Intact Interface Between Non-submerged Titanium-coated Epoxy Resin Implants and Bone or Gingiva. J Dent Res 71:364-371.
143. LLORENS MP, SAN ROMAN F, LLORET PP (1990) Historia de la Odontología. En Atlas de Odontología en Pequeños Animales. Ed San Roman, F. EDIMSA Madrid. Pag. 9-16.
144. LORENZONI M, PERTL C, WIMMER G, WEGSCHEIDER W (2003) Immediate Loading of Single-Tooth Implants in the Anterior Maxilla. Preliminary Results after one Year. Clin Oral Impl Res 14:180-187.
145. LORENZONI M, PERTL C, ZHANG K, WEGSCHEIDER WA (2003) In-patient Comparison of Immediately Loaded and Non-loaded Implants within 6 Months. Clin Oral Impl Res 14:273-279.
146. LUBAR RL, KATIN RA (1990) Implant Systems Incorporating the Hollow-Basket Concept. JADA 121:384-392.
147. LUGOWSKI ST, SMITH DC, McHUGH AD, VAN LOON JC (1991) Release of Metal Ions from Dental Implant Materials in vivo: Determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni, V, and Ti in Organ Tissue. J Biomed Mater Res 25:1443-1458.
148. LYNCH SE, BUSER D, HERNANDEZ RF, WEBER HP, STICH H (1991) Effects of the Platelet-Derived Growth Factor/Insulin-Like Growth Factor-I

**- BIBLIOGRAFÍA -**

- Combination on Bone Regeneration Around Titanium Dental Implants. Results of a Pilot Study in Beagle Dogs. *J Periodontol* 62:710-716.
- 149.** MANZANARES N (2002) La Carga Inmediata en la Implantación de Hoy. *Rev. Esp. Odontoestomatológica de Implantes* 10:67-74.
- 150.** MARCHISIO M, DiCARMINE M, PAGONE R, PIATTELLI A, MISCIA S (2005) Implant Surface Roughness Influences Osteoclast Proliferation and Differentiation. *J Biomed Mater Res B: Ap Biomat* 75B:251-256.
- 151.** MASTERS DH (1990) Problem Solving in Implant Dentistry. *JADA* 121:355-358.
- 152.** MATSUNO H, YOKOHAMA A, WATARI F, UO M, KAWASAKI T (2001) Biocompatibility and Osteogenesis of Refractory Metal Implants, Titanium, Hafnium, Niobium, Tantalum and Rhenium. *Biomaterials* 22:1253-1262.
- 153.** MEFFERT RM, LANGER B, FRITZ ME (1992) Dental Implant: A Review. *J Periodontol* 63:859-870.
- 154.** MELSEN B, LANG NP (2001) Biological Reactions of Alveolar Bone to Orthodontic Loading of Oral Implants. *Clin Oral Impl Res* 12:144-152.
- 155.** MEYER U, JOOS U, MYTHILI J, STAMM T, HOHOF A (2004) Ultrastructural Characterization of the Implant/Bone Interface of Immediately Loaded Dental Implants. *Biomaterials* 25:1959-1967.
- 156.** MEYER U, WIESMANN HP, FILLIES T, JOOS U (2003) Early Tissue Reaction at the Interface of Immediately Loaded Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18(4):489-499.
- 157.** MICHAELS CM, KELLER JC, STANFORD CM (1991) In vitro Periodontal Ligament Fibroblast Attachment to Plasma-cleaned Titanium Surfaces. *J Oral Implantol* 17:132-139.
- 158.** MISCH CM (2004) Immediate Loading of Definitive Implants in the Edentulous Mandible Using a Fixed Provisional Prosthesis: The Denture Conversion Technique. *J Oral Maxillofac Surg* 62:106-115 suppl 2.
- 159.** MIYAWAKI S, KOYAMA I, INOUE M, MISHIMA K, SUGAHARA T (2003) Factors Associated with the Stability of Titanium Screws Placed in The Posterior Region for Orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124:373-378.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

- 160.** MORONI A, FALDINI C, CHILÒ V, ROCCA M, STEA S, GIANNINI S (1999) The Effect of Surface Material and Roughness on Bone Screw Stability. *J Orthopaedic Trauma* 13 (7):477-482.
- 161.** MUSTAFA K, WENNEBERG a, WROBLESKI J, HULTENBY K, SILVA-LOPEZ B (2001) Determining Optimal Surface Roughness of TiO<sub>2</sub> Blasted Titanium Implant Material for Attachment, Proliferation and Differentiation of Cells derived from Human Mandibular Alveolar Bone. *Clin Oral Impl Res* 12:515:525.
- 162.** NISHIGUCHI S, HIROFUMI K, FUJITA H, MASANORI O, KIM H-M (2001) Titanium Metals Form Direct Bonding to Bone after Alkali and Heat Treatments. *Biomaterials* 22:2525-2533.
- 163.** NISHIGUCHI S, NAKAMURA T, KOBAYASHI M, KIM H-M, MIYAJI F (1999) The Effect of Heat Treatment on Bone-Bonding Ability of Alkali-Treated Titanium. *Biomaterials* 20:491-500.
- 164.** NKENKE E, LEHNER B, WEINZIERL K, THAMS U, NEUGEBAUER J (2002) Bone Contact, Growth, and Density around Immediately Loaded Implants in the Mandible of Mini Pigs. *Clin Oral Impl Res* 14(3):312-21.
- 165.** NORDLUND A, ZETTERQVIST L, ODÉN A (1989) A Comparative Experimental Investigation in Monkeys between Three Different Implants Materials. *Int J Oral Maxillofac Surg* 18:373-377.
- 166.** OLEFJORD I, HANSSON S (1993) Surface Analysis of Four Dental Implant Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:32-40.
- 167.** OLMEDO D, GUGLIEL MB, CABRINI RL (2002) An Experimental Study of the Dissemination of Titanium and Zirconium in the Body. *J Mater Scie: Mater in Med* 13:793-796.
- 168.** OLSEN ML, AABOE M, HJORTING-HANSEN E, HANSEN AK (2004) Problems Related to an Intraoral Approach for Experimental Surgery on Minipigs. *Clin Oral Impl Res* 15:333-338.
- 169.** OREFFO RO, TRIFFITT JT (1999) In Vitro and In Vivo Methods to Determine the Interactions of Osteogenic Cell with Biomaterials. *J Mat Sci: Mat in Med* 10:607-611.
- 170.** PARLAR A, BOSSHARDT DD, ÜNSAL B, ÇETINER D, HAYTAÇ C (2005) New Formation of Periodontal Tissues around Titanium Implants in a Novel Chamber Model. *Clin Oral Impl Res* 16:259-267.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

171. PARR GR, GARDNER LK, STEFLIK DE (1992) Comparative Implant Research in Dogs: A Prosthodontic Model. *J Prosthet Dent* 68:509-514.
172. PARR GR, STEFLIK DE, SISK AL (1993) Histomorphometric and Histologic Observations of Bone Healing around Immediate Implants in Dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:534-540.
173. PEDEMONTE E. (2003) Estudio de la Optimización del Tratamiento Quirúrgico y Prostodóncico en Implantología. Tesis doctoral para optar al grado de Doctor en Odontología, Universitat de Barcelona.
174. PERRIN R, SZMUKLER-MONCLER S, ECHIKOU C, POINTAIRE P, BERNARD JP (2002) Bone Response to Alteration of Surface Topography and Surface Composition of Sandblasted and Acid Etched (SLA) Implants. *Clin Oral Impl Res* 13(5):465-469.
175. PERSSON LG, BERLUNDH T, SENNERBY L, LINDHE J (2001) Re-Osseointegration after Treatment of Perimplantitis at Different Implant Surfaces. An Experimental Study in the Dog. *Clin Oral Impl Res* 12:595-603.
176. PIATTELLI A, DEGIDI M, PAOLOANTONIO M, MANGANO C, SCARANO A (2003) Residual Aluminum Oxide on Surface of Titanium Implants Has No Effect on Osseointegration. *Biomaterials* 24:4081-4089.
177. PIATTELLI A, SCARANO A, PIATTELLI M (1995) Abscess Formation around the Apex of a Maxillary Root Form Implant: Clinical and Microscopical Aspects. A Case Report. *J Periodontol* 66:899-903.
178. PIVETEAU LD (2001) Sol-Gel Coatings on Titanium. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 9:267-282. Ed Springer, Berlin.
179. PROUSSAEFS P (2003) Histologic Evaluation of an Immediately Loaded Titanium Provisional Implant Retrieved after Functioning for 18 Months: A Clinical Report. *J Prosthet Dent* 89:331-334.
180. PROUSSAEFS P, LOZADA J (2001) Immediate Loading of Single Root Form Implants with the Use of a Custom Acrylic Stent. *J Prosthet Dent* 85:382-385.
181. PROUSSAEFS P, LOZADA J (2004) Immediate Loading of Hydroxyapatite-coated Implants in the Maxillary Premolar Area: Three-year Results of Pilot Study. *J Prosthet Dent* 91:228-233.
182. PULEO DA, NANJI A (1999) Understanding and Controlling the Bone-Implant Interface. *Biomaterials* 20:2311-2321.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

- 183.** QUIRYNEN M, DE SOETE M, Van STEENBERGHE D (2002) Infectious Risks for Oral Implants: a Review of the Literature. Clin Oral Impl Res 13:1-19.
- 184.** QUIRYNEN M, NAERT I, STEENBERGHE D, TEERLINCK J, DEKEYSER C (1991) Periodontal Aspects of Osseointegrated Fixtures Supporting an Overdenture. A 4-Year Retrospective Study. J Clin Periodontol 18:719-728.
- 185.** RAJAAI SM, KHORRAMI-MEHR S (2001) Stress Analysis of the Bone around Five Different Dental Implants. Proc 23rd EMBS Int Conf 2995-2997.
- 186.** RANDOW K, ERICSSON I, NILNER K, PETERSSON A, GLANTZ P-O (1999) Immediate Functional Loading of Brånemark Dental Implants. An 18-Month Clinical Follow-up Study. Clin Oral Impl Res 10:8-15.
- 187.** RATNER BD (2001) A Perspective on Titanium Biocompatibility. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. Titanium in Medicine. Cap 1:2-10. Ed Springer, Berlin.
- 188.** RAVNHOLT G (1988) Corrosion Current and pH Rise around Titanium Coupled to Dental Alloys. Scand J Dent Res 96:466-72.
- 189.** RENOUEARD F, RANGERT B (2000) Factores de Riesgo Generales. En Factores de Riesgo en Implantología Oral, Cáp. 1:13-26 Ed. Quintessence, Barcelona.
- 190.** RENOUEARD F, RANGERT B (2000) Planificación y secuencia del tratamiento. En Factores de Riesgo en Implantología Oral. Cáp 6:143-167 Ed. Quintessence, Barcelona.
- 191.** RENOUEARD F, RANGERT B (2000) Factores de Riesgo Biomecánicos. En Factores de Riesgo en Implantología Oral, Cáp. 3:39-66 Ed. Quintessence, Barcelona.
- 192.** ROBERTS WE (2000) Bone Physiology of Tooth Movement, Ankylosis, and Osseointegration. Semin Orthod 6:173-182.
- 193.** ROESSLER S, BORN R, SCHARNWEBER D, WORCH H, SEWING A (2001) Biomimetic Coating Functionalized with Adhesion Peptides for Dental Implants. J Mat Sci: Mat Med 12:871-877.
- 194.** ROHNER D, MENG CS, HUTMACHER DW, TSAI KT (2003) Bone Response to Unloaded Titanium Implants in the Fibula, Iliac Crest, and Scapula: An Animal Study in the Yorkshire Pig. Int J Oral Maxillofac Surg 32:383-389.
- 195.** ROMANOS G, TOH CG, SIAR CH, WICHT H, YACOOB H (2003) Bone Implant Interface around Titanium Implants under Different Loading Conditions: A

**- BIBLIOGRAFÍA -**

- Histomorphometrical Analyze in the *Macaca fascicularis* Monkey. J Periodontol 74(10):1483-1490.
- 196.** ROMINGER JW, TRIPLETT RG (1993) The Use of Guided Tissue Regeneration to Improve Implant Osseointegration. J Oral Maxillofac Surg 52:106-112.
- 197.** RONOLD HJ, ELLINGSEN JE (2002) Effect of Micro-Roughness Produced by TiO<sub>2</sub> Blasting-tensile Testing of Bone Attachment by Using Coin-shaped Implants. Biomaterials 23:4211-4219.
- 198.** RONOLD HJ, LYGSTADAAS SP, ELLINGSEN JE (2003) A Study on the Effect of Dual Blasting with TiO<sub>2</sub> on Titanium Implant Surfaces on Functional Attachment in Bone. J Biomed Mater Res 67A:524-530.
- 199.** RONOLD HJ, LYGSTADAAS SP, ELLINGSEN JE (2003) Analyzing the Optimal Value for Titanium Implant Roughness in Bone Attachment Using a Tensile Test. Biomaterials 24:4559-4564.
- 200.** ROTHMAN SL, SCHWARZ MS, CHAFETZ NI (1995) High-Resolution Computerized Tomography and Nuclear Bone Scanning in the Diagnosis of Postoperative Stress Fractures of the Mandible: A Clinical Report. Int J Oral Maxillofac Implants 10:765-768.
- 201.** SAGARA M, AKAGAWA Y, NIKAI H, TSURU H (1993) The Effect of Early Occlusal Loading on One-Stage Titanium Alloy Implants in Beagle Dogs: A Pilot Study. J Prosthet Dent 69:281-288.
- 202.** SAHIN S, CEHRELI M, YALCIN E (2002) The Influence of Functional Forces on the Biomechanics of Implant-Suported Protheses--A Review. J Dent 30:271-282.
- 203.** SAN ROMAN F, CALVO I, PEREZ C, CASTEJON A, VERA V, THAMS U (2003) El Cerdo como Modelo Experimental en Odontología. Rev. Esp. Odontoestomatológica de Implantes 11(1):14-22.
- 204.** SANTAMARÍA J, MARTÍNEZ R, GOIRIENA FJ (1989) Materiales Implantarios de Uso más Frecuente en el Territorio Oro-Maxillo-Facial. Rev Eur Odontoestomatol 102-104.
- 205.** SATSANGI A, SATSANGI N, GLOVER R, SATSANGI RK, ONG JL (2003) Osteoblast Response to Phospholipid Modified Titanium Surface. Biomaterials 24:4585-4589.
- 206.** SCARANO A, PETRONE G, PIATTELLI A (2003) Staining Techniques for Plastic-Embedded Specimens. En Handbook of Histology Methods for Bone and



**- BIBLIOGRAFÍA -**

- Cartilage. An Y.H., Martin K.L. (Eds.), Humana Press Inc., New Jersey Cap 23:315-321.
- 207.** SCHENK RK, BUSER D (1998) Osseointegration: A Reality. *Periodontol* 2000 17:22-35.
- 208.** SCHLEGEL KA, EPPENEDER S, WILTFANG J (2002) Soft Tissues Findings above Submerged Titanium Implants - A Histological and Spectroscopic Study. *Biomaterials* 23:2939-2944.
- 209.** SCHLIIPHAK H, REISS G, URBAN R, NEUKMAN FW, GUCKEL S (1993) Metal Release from Titanium Fixtures During Placement in the Mandible: An Experimental Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:502-511.
- 210.** SELLISETH NJ, SELVIG KA (1995) Microvascular Adaptation to Transmucosal Implants. A Scanning Electron Microscopic Study in the Rat. *Clin Oral Impl Res* 6:205-212.
- 211.** SENNERBY L, ÖDMAN J, LEKHOLM U, THILANDER B (1993) Tissue Reactions Towards Titanium Inserted in Growing Jaws: a Histological Study in the Pig. *Clin Oral Impl Res* 4(2):65-75.
- 212.** SHARAWY M, MISCH CE, WELLER N, TEHEMAR S (2002) Heat Generation during Implant Drilling: The Significance of Motor Speed. *J Oral Maxillofac Surg* 60:1160-1169.
- 213.** SIAR CH, TOH CG, ROMANOS G, SWAMINATHAN D, ONG AU (2003) Peri-Implant Soft Tissue Integration of Immediately Loaded Implant in the Posterior Macaque Mandible: a Histomorphometric Study. *J Periodontol* 74(5):571-578.
- 214.** SIKAVITSAS VI, TMENOFF JS, MIKOS AG (2001) Biomaterials and Bone Mechanotransduction. Review. *Biomaterials* 22:2581-2593.
- 215.** SISK AL, STEFLIK DE, PARR GR, HANES PJ (1992) A Light and Electron Microscopic Comparison of Osseointegration of Six Implant Types. *J Oral Maxillofac Surg* 50:709-716.
- 216.** SKALAK R (1988) Aspects of Biomechanical Considerations. En *Tissue-Integrated Prosthesis, Osseointegration in Clinical Dentistry* 2º reprt, Chap 5:117-128 Ed. Quintessence, Chicago.
- 217.** SMALL KA (1990) The Fixed Mandibular Implant: Its Use in Reconstructive Prothetics. *JADA* 121:369-374.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

- 218.** SMITH DC, LUGOWSKI S, McHUGH A, DEPORTER D, WATSON P (1997) Systemic Ion Levels in Dental Implant Patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12(6):828-834.
- 219.** SMITH DE, ZARB GA (1989) Criteria for Success of Osseointegrated Endosseous Implants. *J Prosthet Dent* 62:567-572.
- 220.** SODEK J, McKEE MD (2000) Molecular and Cellular Biology of Alveolar Bone. *Periodontology* 2000 24:99-126.
- 221.** SONES A (1989) Complications with Osseointegrated Implants. *J Prosthet Dent* 62:581-585.
- 222.** SOSKOLNE WA, COHEN S, SENNERBY L, WENNERBERG A, SHAPIRA L (2002) The Effect of Titanium Surface Roughness on the Adhesion of Monocytes and their Secretion of TNF-a and PGE2. *Clin Oral Impl Res* 13:86-93.
- 223.** SPIEKERMANN H, JANSEN V, RICHTER EJ (1995) A 10-Year Follow-Up Study of IMZ and TPS Implants in the Edentulous Mandible Using Bar-Retained Overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:231-243.
- 224.** STEFLIK DE, LAKE FT, SISK AL, PARR GR, HANES PJ (1996) A Comparative Investigation in Dogs: 2-Year Morphometric Results of the Dental Implant-Bone Interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11:15-25.
- 225.** STRID KG (1988) Radiographic Results. *En Tissue-Integrated Prosthesis, Osseointegration in Clinical Dentistry 2º reprt, Chap 11:187-198* Ed. Quintessence, Chicago.
- 226.** SUL YT, JOHANSSON CB, PETRONIS S, KROZER A, ALBREKTSSON T (2002) Characteristics of the Surface Oxides on Turned and Electrochemically Oxidized Pure Titanium Implants up to Dielectric Breakdown: the Oxide Thickness, Micropore Configurations, Surface Roughness, Crystal Structure and Chemical Composition. *Biomaterials* 23:491:501.
- 227.** SUL Y-T, JOHANSSON CB, RÖSER K, ALBREKTSSON T (2002) Qualitative and Quantitative Observations of Bone Tissue Reactions to Anodised Implants. *Biomaterials* 23:1809-1817.
- 228.** SZMUKLER-MONCLER S, PIATTELLI A, FAVERO GA, DUBRILLE JH (2000) Considerations Preliminary to the Application of Early and Immediate Loading Protocols in Dental Implantology. *Clin Oral Impl Res* 11:12-25.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

- 229.** TAKADAMA H, KIM H-M, KOKUBO T, NAKAMURA T (2001) XPS Study of the Process of Apatite Formation on Bioactive Ti-6Al-4V Alloy in Simulated Body Fluid. *Sci Technol Adv Mater* 2:389-396.
- 230.** TAKATA T, KATAUHI K, AKAGAWA Y, NIKAI H (1993) New Periodontal Ligament Formation on a Synthetic Hydroxyapatite Surface. *Clin Oral Impl Res* 4:130-136.
- 231.** TAKEMOTO M, FUJIBAYASHI S, NEO M, SUZUKI J, KOKUBO T (2005) Mechanical Properties and Osteoconductivity of Porous Bioactive Titanium. *Biomaterials* 26:6014-6023.
- 232.** TAKEUCHI M, ABE Y, YOSHIDA Y, NAKAYAMA Y, OKAZAKI M (2003) Acid Pretreatment of Titanium Implants. *Biomaterials* 24:1821-1827.
- 233.** TANAKA N, ICHINOSE S, KIMIJIMA Y, MIMURA M (2000) Investigation of Titanium Leak to Bone Tissue Surrounding Dental Titanium Implant: Electron Microscopic Findings and Analysis by Electron Diffraction. *Med Electron Microsc* 33:96-101.
- 234.** TAYLOR TD, AGAR JR (2002) Twenty Years of Progress in Implant Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 88:89-95.
- 235.** TENCATE AR (1988) The Gingival Junction. En *Tissue-Integrated Prosthesis, Osseointegration in Clinical Dentistry 2º reprinted*, Chap 7:145-153 Ed. Quintessence, Chicago.
- 236.** TENGVALL P (2001) Proteins at Titanium Interfaces. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 14:457-484. Ed Springer, Berlin.
- 237.** TEXTOR M, SITTIG C, FRAUCHIGER V, TOSATTI S, BRUNETTE DM (2001) Properties and Biological Significance of Natural Oxide Films on Titanium and its Alloys. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 7:171-230. Ed Springer, Berlin.
- 238.** THOMAS P, BARNSTORF S, SUMMER B, WILLMANN G, PRYBILLA B (2003) Immuno-allergological Properties of Aluminium Oxide (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) Ceramics and Nickel Sulfate in Humans. *Biomaterials* 24:959-966.
- 239.** THULL R, GRANT D (2001) Physical and Chemical Vapor Deposition and Plasma-Assisted Techniques for Coating Titanium. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 10:283-342. Ed Springer, Berlin.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

- 240.** TOLMAN DE, LANEY WR (1992) Tissue-Integrated Prosthesis Complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7(4):477-484.
- 241.** TRISI P, QUARANTA M, EMANUELLI M, PIATTELLI A (1993) A light Microscopy, Scanning Electron Microscopy, and Laser Scanning Microscopy Analysis of Retrieved Blade Implants after 7 to 20 Years of Clinical Function. A Report of 3 Cases. *J Periodontol* 64:374-378.
- 242.** TRULSSON M (2005) Sensory of the Motor Function of Teeth and Dental Implants: a Basis for Osseoperception. *Clin Exp Pharm Physiol* 32:119-122.
- 243.** TURNER HF (1990) Ramus Frame Implant Technique. *JADA* 121:418-420.
- 244.** UHTHOFF HK (1973) Mechanical Factors Influencing the Holding Power of Screws in Compact Bone. *J Bone Joint Surg* 55B:633-639.
- 245.** UO M, WATARI F, YOKOYAMA A, MATSUNO H, KAWASAKI T (2001) Tissue Reaction Around Metal Implants Observed by X-ray Scanning Analytical Microscopy. *Biomaterials* 22:677-685.
- 246.** Van OOSTERWYCK H, VANDER SLOTEN J, PUERS R, NAERT I (2002) Finite Element Studies on the Role of Mechanical Loading in Bone Response around Oral Implants. *Meccanica* 37:441-451.
- 247.** Van STEENBERGHE D, QUIRYNEN M, MOLLY L, JACOBS R (2003) Impact of Systemic Diseases and Medication on Osseointegration. *Periodontol* 2000 33:163-171.
- 248.** Van STENBERGHE, KLINGE B, LINDEN U, QUIRYNEN M (1993) Periodontal Indices around Natural and Titanium Abutments: A Longitudinal Multicenter Study. *J Periodontol* 64:538-541.
- 249.** VANZILLOTTA PS, SADER MS, BASTOS IN, SOARES GA (2006) Improvement in Titanium Bioactivity by Three Different Surface Treatments. *Dent Mater* 22:275-282.
- 250.** VÖRÖS J, WIELAND M, RUIZ-TAYLOR L (2001) Characterization of Titanium Surfaces. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 5:88-140. Ed Springer, Berlin.
- 251.** WADA S, KOJO T, WANG YH, ANDO H, NAKANISHI E (2001) Effect of Loading on the Development of Nerve Fibers around Oral Implants in the Dog Mandible. *Clin Oral Impl Res* 12:219-224.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

- 252.** WALLBOOMERS XF, JANSEN JA (2001) Cell and Tissue Behavior on Micro-Grooved Surfaces. *Odontology* 89:2-11.
- 253.** WARRER K, KARRING T, GOTFREDSEN K (1993) Periodontal Ligament Formation around Different Types of Dental Titanium Implants. I. The self-Tapping Screw Type Implant System. *J Periodontol* 64:29-34.
- 254.** WATANABE F, HATA Y, KOMATSU S, RAMOS TC, FUKUDA H (2003) Finite Element Analysis of the Influence of Implant Inclination, Loading, Position, and Load Direction on Stress Distribution. *Odontology* 91:31-36.
- 255.** WEBER HP, BUSER D, DONATH K, FIORELLINI JP, DOPPALAPUDI V (1996) Comparison of Healed Tissues Adjacent to Submerged and Non-Submerged Unloaded Dental Implants: a Histometric Study in Beagle Dogs. *Clin Oral Impl Res* 7:11-19.
- 256.** WEBSTER TJ, SIEGEL RW, BIZIOS R (2001) Nanoceramic Surface Roughness Enhances Osteoblast and Osteoclast Functions for Improved Orthopaedic/Dental Implant Efficacy. *Scripta Mater.* 44:1639-1642.
- 257.** WEYANT RJ, BURT BA (1993) An Assessment of Survival Rates and Within-patient Clustering of Failures for Endosseous Oral Implants. *J Dent Res* 72:2-8.
- 258.** WIELAND M, TEXTOR M, CHEHROUDI B, BRUNETTE DM (2005) Synergistic Interaction of Topographic Features in the Production of Bone-like Nodules on Ti Surface by Rat Osteoclasts. *Biomaterials* 26:1119-1130.
- 259.** WILLIAMS DF (2001) Titanium for Medical Applications. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 2:14-23. Ed Springer, Berlin.
- 260.** WINTER W, HECKMANN SM, WEBER HP (2004) A Time-dependent Healing Function for Immediate Loaded Implants. *J Biomech* 37:1861-1867.
- 261.** XIANG W, BAOLIN L, YAN J, YANG X (1993) The Effect of Bone Morphogenetic Protein on Osseointegration of Titanium Implants. *J Oral Maxillofac Surg* 51:647-651.
- 262.** XIAO SJ, KENAUSIS G, TEXTOR M (2001) Biochemical Modification of Titanium Surfaces. En DM Brunette, P Tengvall, M Textor, P Thomsen eds. *Titanium in Medicine*. Cap 13:417-456. Ed Springer, Berlin.
- 263.** YAN J, XIANG W, BAOLIN L, WHITE FH (1994) Early Histologic Response to Titanium Implants Complexed with Bovine Bone Morphogenetic Protein. *J Prosthet Dent* 71:289-294.

**- BIBLIOGRAFÍA -**

- 264.** YANG B, UCHIDA M, KIM H-M, ZHANG X, KOKUBO T (2004) Preparation of Bioactive Titanium Metal Via Anodic Oxidation Treatment. *Biomaterials* 25:1003:1010.
  
- 265.** ZARB AG, ALBREKTSSON T (1988) Nature of Implant Attachments. En *Tissue-Integrated Prothesis, Osseointegration in Clinical Dentistry* 2º reprt, Chap 3:89-98 Ed. Quintessence, Chicago.
  
- 266.** ZECHNER W, TANGL S, FÜRST G, TEPPER G, THAMS U, MAILATH G (2003) Osseous Healing Characteristics of Three Different Implant Types: A Histologic and Histomorphometric Study in Mini-pigs. *Clin Oral Impl Res* 14(2):150-157 .

**ESTUDIO EXPERIMENTAL EN EL CERDO DEL USO DE IMPLANTES DENTALES ANTE  
SITUACIONES DE CARGA INMEDIATA**

## 10-RESÚMENES





## **10.1. RESUMEN**

El tipo de implante dental más usado y estudiado en la actualidad es el endoóseo con forma de raíz, fabricado a partir de titanio, metal que posee características que lo hacen idóneo para su uso en una innumerable cantidad de aplicaciones protésicas. En los inicios de la implantología dental científica se proponía que las fijaciones debían ser colocadas en los pacientes mediante protocolos en dos etapas, con el implante sumergido varios meses antes de que pudiese ser puesto en función. Con el avance del conocimiento, se comenzó a optar por la aplicación de protocolos que permitiesen la puesta en función en el menor tiempo posible, incluso mediante la carga inmediata del implante. Una vez colocados, los implantes dentales, han de integrarse en el tejido receptor por medio de la unión a hueso vital u osteointegración, dependiendo en gran medida de las propiedades de superficie del titanio, por lo que se hace necesario someterlos a tratamientos superficiales que modifiquen las características de la capa más externa y de este modo obtener una respuesta biológica óptima, predecible y deseada, destacando métodos físicos de aumento de rugosidad y modificaciones químicas que proporcionen bioactividad al titanio.

La presente investigación se centra en la evaluación de la respuesta de un nuevo tipo de superficie de implantes dentales, la *Contact Ti* comparándola con otras superficies conocidas, tanto bajo condiciones libres de carga como de carga inmediata. Se planteó el desarrollo de la investigación en dos fases, en las que se usan como modelo animal 10 cerdos miniatura (5 por fase), a los que se les

## - RESÚMENES -

colocaron en la región premolar de cada hemiarcada maxilar y mandibular, desdentadas con 4 meses de antelación, 5 implantes dentales de titanio comercialmente puro modelo SK<sup>®</sup>, proporcionados por la empresa Klockner<sup>®</sup> Implants S.L.

En la primera fase se estudian cinco superficies: tres tipos arenados con partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de diámetro de 425-600 µm (tipo *Normal*, a los cuales no se les bombardeó el cuello, tipo *Arenado Total*, al cual se le trató todo el cuerpo, teniendo estos dos tipos una R<sub>a</sub> 4,7 µm en la zona tratada, y tipo *Contact Ti*, una novedosa superficie obtenida tras el bombardeo del tronco y el posterior tratamiento con NaOH y altas temperaturas que dio lugar a la formación superficial de una capa de titanato sódico y R<sub>a</sub> 4,2 µm ), tipo *Mecanizado* con R<sub>a</sub> 1 µm , sin tratamiento específico tras su fabricación por mecanización y el tipo *FH*, que tras su mecanización fue sometido a tratamiento de grabado con ácido fluorhídrico obteniendo una superficie de R<sub>a</sub> 1,5 µm. En esta primera fase los implantes se colocan de forma no sumergida y sin estar sometidos a carga oclusal directa, sacrificándose los cerdos a las 2, 4, 6, 8 y 10 semanas post implantación con en fin de valorar el éxito, el porcentaje de contacto óseo y diversos parámetros histológicos mediante el estudio de preparaciones realizadas siguiendo el método de Donath, eligiendo para la segunda fase los dos tipos de superficie que mostraron los más óptimos resultados.

En la segunda fase las superficies usadas fueron la *Contact Ti* y la *Normal*, con el fin de estudiar el éxito, el porcentaje de contacto óseo y diversos parámetros histológicos de los implantes con estos tipos de superficie sometidos a carga inmediata, manteniéndose durante 6 meses.

Todos los tipos de superficies experimentaron osteointegración. En la primera fase se observó que los implantes arenados, los cuales poseían la mayor rugosidad, mostraban significativamente mayor porcentaje de contacto óseo con respecto a los no bombardeados, así como mejor respuesta histológica y tasa de éxito más elevada. La evolución temporal global se divide en dos etapas, desde la primera a la cuarta semana y desde la sexta a la décima, al verse mayor porcentaje de contacto óseo y mejor respuesta histológica a partir de la sexta semana, siendo más diferenciadas para las superficies bombardeadas. Como resultado central de esta fase se observó que las dos superficies que mostraron mejores resultados globales en tiempos menores fueron la *Contact Ti* y la *Normal*, ya que a la sexta semana ya se observaron diferencias significativas con respecto a las anteriores, teniendo que esperar a la octava para el tipo *Arenado Total* y sin que se registraran diferencias para el resto, siendo así las dos superficies comentadas las elegidas para la segunda fase, al suponerse que serían las que mejor soportarían las exigencias de la carga inmediata. Otros resultados de esta fase fueron mayor porcentaje de contacto óseo para los implantes situados en la mandíbula y en el lado izquierdo de la boca de los cerdos miniatura, no existiendo diferencias según la posición de mesial a distal.

## **- RESÚMENES -**

En la segunda fase, o de carga inmediata, se registró mayor éxito, mayor porcentaje de contacto óseo y mejores resultados histológicos para la superficie *Contact Ti* en comparación con la *Normal*. Otros resultados fueron el mayor porcentaje significativo de contacto óseo para los implantes colocados en el lado izquierdo de la boca de los cerdos miniatura, mientras que no existieron diferencias significativas según la localización en mandíbula o maxilar o la posición de mesial a distal.

Con estos resultados se puede afirmar que la nueva superficie *Contact Ti* es realmente prometedora para su uso clínico en personas, ya que permite alcanzar objetivos de la implantología moderna, como son colocar y poner en función los implantes en un mismo proceso quirúrgico y optimizar la cicatrización del tejido óseo periimplantario para minimizar la pérdida de masa ósea y disminuir los riesgos y costes de someter al paciente a dos anestias, algo que perfecciona los conceptos clásicos, pero en vigor, emitidos por Brånemark, padre de la implantología, en la década de los sesenta del siglo pasado. No obstante, son necesarios estudios a más largo plazo en animales, así como estudios longitudinales, prospectivos y comparativos en seres humanos.

### **10.2. SUMMARY**

The type of dental implants more used and studied at the present time it is the endosseous with root form, made from titanium, metal that has characteristics that make it suitable for their use in an innumerable amount of prosthetic applications. In the beginnings of the scientific dental implantology was suggested that the fixations had to be placed in the patients by means of two stages protocols, with the implant submerged several months before it could be put in function. With the advance of the knowledge, it was begun to decide on the application of protocols that allowed the putting in function in the smaller possible time, even by means of the implant immediate load. Once placed, the dental implants have to integrate in the receiving tissue by means of the union to vital bone or osseointegration, depending to a great extent on the surface properties of titanium, reason why was becomes necessary to put him under superficial treatments that modify the characteristics of the most external layer and in this way to obtain an optimal, predictable and wished biological response, emphasizing physical methods of roughness increase and chemical modifications that provide bioactivity to titanium.

The present investigation is centred in the evaluation of the response of a new type of dental implants surface, the *Contact Ti*, comparing it with other known surfaces, as much under free conditions of load like of immediate load. The development of the investigation was raised in two phases, in that 10 minipigs were used like animal model (5 by stage), to them were placed in the maxillar and mandibular premolar region of each hemiarcade, edentulous 4 months ahead, 5

### - RESÚMENES -

commercially pure titanium dental implants of model SK©, provided by the company Klockner® Implants S.L.

In first stage five surfaces were studied: three types sandblasted with particles of  $\text{Al}_2\text{O}_3$  of diameter of 425-600  $\mu\text{m}$  (*Normal* type, to which the neck was not sandblasted to him, *Arenado total* type, to which all the body treated to him, having these two types a  $R_a$  4.7  $\mu\text{m}$  in the treated zone, and *Contact Ti* type, a novel surface obtained after of the trunk sandblasted and the later treatment with NaOH and high temperatures that gave rise to the superficial formation of a layer of sodium titanate and  $R_a$  4.2  $\mu\text{m}$ ), *Mecanizado* type with  $R_a$  1  $\mu\text{m}$ , without specific treatment after its manufacture by mechanization, and *FH* type, that after his mechanization was put under etching treatment with hydrofluoric acid obtaining a surface of  $R_a$  1.5  $\mu\text{m}$ . In this first stage the implant were placed of nonsubmerged form and without being put under direct occlusal load, sacrificing the pigs to 2, 4, 6, 8 and 10 weeks post implantation with aim of valuing the success, the bone contact percentage and diverse histologic parameters by means of the study of preparations made following the Donath's method, choosing for the second phase both types of surface that showed the most optimal results.

In the second phase the used surfaces were the *Contact Ti* and the *Normal*, with the purpose of studying the success, the bone contact percentage and diverse histologic parameters of implants with these types of surface subject to immediate load, staying during 6 months.

All the surfaces types experienced osseointegration. In first stage it was observed that sandblasted implants, which had the greater roughness, they showed significantly greater bone contact percentage with respect to not sandblasted, as well as better histologic response and more elevated success rate. The global temporal evolution is divided in two stages, from the first to the fourth week and from the sixth to tenth, when seeing greater bone contact percentage and better histologic response as of the sixth week, being more differentiated for the sandblasted surfaces. As central result of this phase were observed that the two surfaces that showed better global results in smaller times were the *Contact Ti* and the *Normal*, since the sixth week already significant differences with respect to the previous ones were observed, having to wait to eighth for the *Mecanizado* type and without were registered differences for the rest, being therefore the two commented surfaces the chosen ones for the second phase, to the supposition that they would be those that better would support the exigencies of the immediate load. Other results of this phase were greater bone contact percentage for implants located in the inferior jaw and in the left side of the mouth of the minipigs, not existing differences according to the position from mesial to distal.

In the second phase, or of immediate load, greater success was registered, greater bone contact percentage and better histologic results for the *Contact Ti* surface in comparison with the *Normal*.

### **- RESÚMENES -**

Other results were the greater significant bone contact percentage for implants placed in the left side of the mouth of the minipigs, whereas significant differences did not exist according to the location in jaw or maxilla or the position from mesial to distal.

With these results can be affirmed that to the *Contact Ti* new surface is really promising for his clinical use in people, since it allows reaching objectives of the modern implantology, as they are to place and to put in function the implants in a same surgical process and to optimize the healing of the periimplantary bone tissue to diminish the loss of bone mass and to diminish the risks and costs of putting the patient under two anaesthesias, something that perfects the classic concepts, but in force, emitted by Brånemark, father of the implantology, in the Sixties of the last century. However, they are necessary studies to more long term in animals, as well as longitudinal studies, comparative and prospective and in human beings.